

明細書
医療装置

技術分野

本発明は回転磁界等により、体腔内を回転して推進する医療装置に関する。

背景技術

被検体内を磁氣的に誘導する第1の先行例としての日本国特許第3017770号公報に開示された医療装置がある。

この第1の先行例では、被検体内に挿入される挿入部の少なくとも一部に磁氣的に誘導される被誘導部を設け、被検体外に設けられた磁力発生手段から前記被誘導1方向についてはつり合い、且つ、つり合いが制御されない方向に前記磁力発生手段を移動させる移動手段を設けたものである。

ここでは、通常型の内視鏡挿入部やカプセル型の内視鏡を磁氣的に誘導する方法が開示されている。また、交流磁界により内視鏡挿入部を振動させたり、カプセル型の内視鏡を回転させながら誘導する方法が開示されている。

また、第2の先行例としての日本国特開2001-179700公報には、回転磁界を発生する磁界発生部と、この回転磁界を受けて回転して推力を得るロボット本体と、回転磁界面が三次元空間内で所定方向に変更可能になっているものが開示されている。

この公報では推力発生部としては、流体中の推進に適した螺旋、スクリー等のメカ的手段をロボット本体に設けたものと、進行方向に固体やゲル状体が存在しても移動可能なようにロボット本体の先端・後端にドリル部を設けたものが開示されている。

しかし第1の先行例では以下の不具合がある。

被誘導部を誘導したい方向に合わせて、被検体外の磁力発生手段を移動させる必要があるため、体外の移動手段の構造と制御が複雑化する。その結果、体腔内挿入部を体腔内で安定して推進させるのが難しかった。

また、カプセル型の内視鏡においては、外面に回転力を推進力に変換する推力発生部を備えていなかったため、体腔内で空回りすることが多くなり、安定した推進力を得ることが難しかった。

また第2の先行例では、医療装置の体腔内挿入部が回転磁界を受けて、体腔内壁に接し

ながら安定した推進を行うことに関しては、考慮されていなかったもので、開示されている内容をそのまま適用しようとする、以下のような多くの不具合を有していた。

(a) 推力発生部（螺旋、スクリュー、ドリル）の形状が最適でないために、体腔内壁に上手く接触しなく空回りする。接触しても1回転あたりの推進スピードが遅い。

(b) 最適な磁気トルクに関して考慮されていなかったもので、十分な磁気トルクが得られないか、もしくは必要以上の磁気トルクが得られるが体外装置が大型化しすぎる。

従って本発明は、先行例の欠点に鑑みてなされたもので、体腔内挿入部が回転磁界等を受けて、体腔内壁に接しながら安定して推進させることができる医療装置を提供することを目的とする。

また、本発明の別の目的は、体腔内挿入部が体腔内で安定して推進するのに最適な推力発生部を有する医療装置を提供する。

さらに別の目的は、体腔内挿入部が体腔内で安定して推進するのに最適な磁気トルクを出せて、任意に設定可能とした医療装置を提供する。

発明の開示

本発明は、体腔内に挿入され、体腔内に接触する推力発生用螺旋状の突起部を有する体腔内挿入部を備えた医療装置において、

前記突起部におけるピッチ、高さ、断面形状、端部の傾斜角度、螺旋数それぞれが、10 mm以上、0.3 mmから3 mm以下、略半円形状もしくは略台形断面形状、45度以下、2条から10条以下の5つの条件における少なくとも1つの条件を満たす構造にしたことを特徴とする。

図面の簡単な説明

図1から図23Bは本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を備えた医療システムの全体構成図である。

図2はカプセル型医療装置の電気系の構成を示すブロック図である。

図3Aから図3Dはカプセル型医療装置の構成を示し、図3Aはカプセル型医療装置の縦断面、図3Bは図3Aの先端側からみた正面図、図3Cは図3Aの後端側から見た背面図、図3Dは2条の螺旋突起部にしたカプセル型医療装置の縦断面図である。

図 4 は磁石を内蔵したカプセルに回転磁界を印加して推進させる駆動原理図である。

図 5 A は回転磁界発生装置の概略の構成図であり、図 5 B は回転磁界を印加する場合の制御動作を示すフローチャートである。

図 6 は本実施の形態のカプセル型医療装置における検討した項目の概略図である。

図 7 は推進速度の測定に用いた装置の構成を示す図である。

図 8 は本実施の形態のカプセル型医療装置における螺旋形状に関して検討した項目の概略図である。

図 9 は螺旋ピッチを変えた場合における測定データを示す図である。

図 10 は螺旋高さを変えた場合における測定データを示す図である。

図 11 は螺旋高さが異なるものに対してオイル量を変えた場合における測定データを示す図である。

図 12 は螺旋の断面形状が異なるものに対する測定データを示す図である。

図 13 は螺旋の端部形状が異なるものに対する測定データを示す図である。

図 14 は螺旋数が異なるものに対する測定データを示す図である。

図 15 A 及び図 15 B は螺旋の高さ等が異なるものに対する回転数を変えて測定した測定データを示す図である。

図 16 はトルク測定装置の概略の構成図である。

図 17 A 及び図 17 B は螺旋の高さ等が異なるものに対して回転に必要なトルクの測定データを示す図である。

図 18 A 及び図 18 B は螺旋の有無及び螺旋数が異なるものに対して回転に必要なトルクの測定データを示す図である。

図 19 A 及び図 19 B は水袋の水量を変えた場合における回転に必要なトルクの測定データを示す図である。

図 20 は磁石のサイズと所定の外部磁界印加時における磁気トルクの値等を示す図である。

図 21 A 及び図 21 B は処置具収納部及び超音波部を有する第 1 変形例のカプセル型医療装置の構成を示し、図 21 A は例えば小腸内での使用状態で示す側面図、

図 21 B は正面側から見た正面図である。

図 22 A から図 22 D は螺旋突起部における R 形状の具体的な形状を示す図である。

図 23 A 及び図 23 B は第 2 変形例のカプセル型医療装置の構成を示し、図 23 A は弾

性ゴムカバーをカプセル本体に着脱自在に装着したカプセル型医療装置を例えば小腸内で使用状態で示す図、図 2 3 B は弾性ゴムカバーを示す斜視図である。

図 2 4 から図 2 7 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 2 4 は第 2 の実施の形態のカプセル型医療装置の構成を示す図である。

図 2 5 は図 2 4 における回転自在にした部分の構造を示す概略断面図である。

図 2 6 は第 1 変形例における一部を示す図である。

図 2 7 は第 2 変形例における突起部周辺の構造を拡大して示す断面図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 2 3 B を参照しては本発明の第 1 の実施の形態を説明する。

図 1 に示すように体腔内に挿入される体腔内挿入部を形成するカプセル型医療装置 1 は、患者 2 の体腔管路内を通過中に、体外のカプセル制御装置（以下、制御装置）3 と電波を送受信して、この制御装置 3 の制御により検査、治療又は処置等の医療行為が可能な医療システム 4 を構成している。

この医療システム 4 では、患者 2 の周囲に回転磁界を発生する磁界発生手段である磁気誘導装置 5 が配置され、患者 2 の体腔管路内の体腔内挿入部を有するカプセル型医療装置 1 を円滑に推進させることができるようにしている。尚、図 1 中、磁気誘導装置 5 は、模式的に描かれている。

この医療システム 4 は、大腸用前処置（腸管洗浄）の後に、前記カプセル型医療装置 1 を薬剤と同様に水などと一緒に飲んで、食道・十二指腸・小腸・大腸のスクリーニング検査を行うものである。そして、この医療システム 4 は、前記カプセル型医療装置 1 が食道などの通過が早い場合、10 フレーム／秒位で画像を撮影し、小腸などの通過が遅い場合、2 フレーム／秒位で画像を撮影する。撮影した画像は、必要な信号処理とデジタル圧縮処理後に前記制御装置 3 に画像転送し、必要な情報のみを動画として見て診断できるように記録されるようになっている。

上記磁気誘導装置 5 は、前記カプセル型医療装置 1 を構成するカプセル本体 6 内に設けた後述する磁石 3 6 に対して磁氣的に作用するための回転磁界を形成するよう構成されている。また、前記磁気誘導装置 5 は、前記制御装置 3 に接続され、発生する回転磁界の方

向を制御できるようになっている。

前記制御装置 3 は、カプセル型医療装置 1 及び磁気誘導装置 5 を制御する機能を備えたパソコン本体 1 1 と、このパソコン本体 1 1 に接続され、コマンド、データ等の入力を行うキーボード 1 2 と、パソコン本体 1 1 に接続され、画像等を表示する表示手段としてのモニタ 1 3 と、パソコン本体 1 1 に接続され、カプセル型医療装置 1 を制御する制御信号の発信及びカプセル型医療装置 1 からの信号を受信する体外アンテナ 1 4 とを有する。

前記制御装置 3 は、カプセル型医療装置 1 及び磁気誘導装置 5 を制御する制御信号がキーボード 1 2 からのキー入力或いはパソコン本体 1 1 内のハードディスク等に格納された制御プログラムに基づいて生成されるようになっている。

生成された磁気誘導装置 5 を制御する制御信号は、パソコン本体 1 1 から図示しない接続ケーブルを介して磁気誘導装置 5 へ伝達されるようになっている。

磁気誘導装置 5 は、伝達された制御信号に基づいて、方向を制御された回転磁界を形成するようになっている。そして、カプセル型医療装置 1 は、磁気誘導装置 5 で形成された回転磁界に後述の磁石を磁氣的に作用されてカプセル本体 6 が回転自在に回転することで、後述の推力発生部による体腔内での進行方向に誘導されると共に、推進するための動力を得られるように構成されている。

一方、カプセル型医療装置 1 を制御する制御信号は、パソコン本体 1 1 内の発信回路を経て所定の周波数の搬送波で変調され、体外アンテナ 1 4 から電波として発信されるようになっている。

そして、カプセル型医療装置 1 は、後述の無線アンテナ 2 1 で電波を受信し、制御信号が復調され、各構成回路等へ出力するようになっている。

また、制御装置 3 は、カプセル型医療装置 1 の無線アンテナ 2 1 から送信される映像信号等の情報（データ）信号を体外アンテナ 1 4 で受信して、モニタ 1 3 上に表示するようになっている。

次に、図 2 及び図 3 A～図 3 C を用いて本実施の形態のカプセル型医療装置 1 の詳細構成について説明する。尚、本実施の形態では、検査（観察）のみが可能なカプセル型医療装置である。

前記カプセル型医療装置 1 は、前記制御装置 3 と電波を送受信する無線アンテナ 2 1 と、この無線アンテナ 2 1 で送受信する電波を信号処理する無線送受信回路 2 2 と、体腔内を照明するための照明光を発生する LED（Light Emitting Diode）等の照明装置 2 3 と、

この照明装置 2 3 からの照明光で照明された体腔内の光学像を取り込み撮像する観察装置 2 4 と、この観察装置 2 4 で撮像されて得た撮像信号に対してデジタル信号処理等を行うデジタル信号処理回路 2 5 と、電源電力を供給する電池等のバッテリー 2 6 a が収納されるバッテリー部 2 6 と、このバッテリー部 2 6 から供給される電源電力をオンオフするスイッチ 2 7 とから主に構成される。

前記無線送受信回路 2 2 は、前記無線アンテナ 2 1 で受信した制御装置 3 からの電波の搬送波を選択的に抽出し、検波等して制御信号を復調して各構成回路等へ出力すると共に、これら各構成回路等からの例えば、映像信号等の情報（データ）信号を所定の周波数の搬送波で変調し、前記無線アンテナ 2 1 から電波として発信するようになっている。

前記観察装置 2 4 は、光学像を取り込む対物光学系 3 1 と、この対物光学系 3 1 の結像位置に配置され、結像された光学像を撮像する CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）センサや CCD 等の撮像センサ 3 2 と、この撮像センサ 3 2 を駆動するための撮像駆動回路 3 3 とから構成されている。

前記デジタル信号処理回路 2 5 は、前記撮像センサ 3 2 で撮像されて得た撮像信号を信号処理してデジタル映像信号に変換するデジタル映像信号処理回路（以下、映像信号処理回路）3 4 と、この映像信号処理回路 3 4 で変換されたデジタル映像信号を圧縮処理するデジタル圧縮処理回路（以下、圧縮処理回路）3 5 とから構成される。

前記バッテリー部 2 6 は、収納されるバッテリー 2 6 a からの電源電力を前記スイッチ 2 7 を介して前記照明装置 2 3、前記デジタル信号処理回路 2 5 及び前記無線送受信回路 2 2 に供給するようになっている。尚、前記観察装置 2 4 は、前記デジタル信号処理回路 2 5 を介して前記バッテリー 2 6 a からの電源電力を供給されるようになっている。

また、前記カプセル型医療装置 1 は、上述したように前記磁気誘導装置 5 で形成される回転磁界に作用させるための永久磁石（以下、単に磁石）3 6 を内蔵している。尚、ここで使用する磁石 3 6 は、ネオジウム磁石、サマリウムコバルト磁石、フェライト磁石、鉄・クロム・コバルト磁石、プラチナ磁石、アルニコ（AlNiCo）磁石などの永久磁石である。ネオジウム磁石、サマリウムコバルト磁石などの希土類系磁石は、磁力が強く、カプセルに内蔵する磁石を小さくできるメリットがある。一方、フェライト磁石は、安価であるというメリットがある。更に、プラチナ磁石は、耐腐食性が優れており、医療用に適している。

また、カプセル本体 6 に内蔵する磁石 3 6 は、永久磁石に限らず、コイルで形成される

ものでも良い。この場合、カプセル本体 6 は、内蔵電池等の電源からの電流によってコイルに磁力を発生させても良いし、内蔵コンデンサなどに一次的に蓄積した電力でコイルを磁石化させる方法でも良い。更に、カプセル本体 6 は、内蔵電源でなく、内部コイルによって発電させ、この電力をコンデンサに蓄えて別のコイルを磁石化させる方法でも良い。この場合、カプセル本体 6 は、内蔵電池の容量制限が無くなり、長時間の稼動が可能になる。尚、発電用のコイルと磁石用のコイルとは、兼用しても良い。

図 3 A～C に示すように前記カプセル型医療装置 1 は、例えば、透明な先端カバー 4 0 と、この先端カバー 4 0 が気密に接続される本体外装部材 4 1 とにより気密に覆われた円筒状のカプセル本体 6 を形成し、このカプセル本体 6 内部に上述した照明装置 2 3、観察装置 2 4 等の内蔵物を配置されている。更に、具体的に説明すると、前記カプセル型医療装置 1 は、カプセル本体 6 の先端側中央部に前記観察装置 2 4 を構成する前記対物光学系 3 1 が配置され、この対物光学系 3 1 の結像位置に前記撮像センサ 3 2 が配置されている。

前記撮像センサ 3 2 の周囲には、前記撮像駆動回路 3 3 が配置されている。この撮像駆動回路 3 3 及び前記撮像センサ 3 2 の基端側には、前記デジタル信号処理回路 2 5 が配置されている。このデジタル信号処理回路 2 5 の基端側には、前記無線送受信回路 2 2 が配置されている。

また、前記対物光学系 3 1 の周囲には、前記照明装置 2 3 が配置されており、前記先端カバー 4 0 を介してカプセル本体 6 の前方を照明するようになっている。尚、図 2 中の照明装置 2 3 は、図 3 B に示すように例えば 4 つ配置された LED により構成されている。

前記無線送受信回路 2 2 の後部には、前記バッテリー部 2 6 が設けられ、このバッテリー部 2 6 に例えば、3 つの鉛電池等のバッテリー 2 6 a が収納されている。前記バッテリー部 2 6 は、前記スイッチ 2 7 が図示しない外部からの操作で連通されると、このスイッチ 2 7 を介して電源電力が供給されるようになっている。前記バッテリー部 2 6 の後部側は、前記磁石 3 6 が配置されると共に、無線アンテナ 2 1 が配置されている。

前記カプセル型医療装置 1 は、上述した内蔵物を図示しない金属リング補強部材などの筒状部材により補強保持されて前記本体外装部材 4 1 内に配置されている。尚、前記カプセル型医療装置 1 は、カプセル本体 6 を患者 2 が容易に飲み込み可能な大きさに形成されている。

また、前記カプセル型医療装置 1 は、前記磁石 3 6 がカプセル本体 6 の長手中心軸に対

して直角方向に磁化方向を有して配置される。このことにより、前記カプセル型医療装置 1 は、前記磁気誘導装置 5 で発生される回転磁界に前記磁石 3 6 が作用すると、この磁石 3 6 が受ける作用によりカプセル本体 6 が回転するようになっている。

また、前記カプセル型医療装置 1 は、前記カプセル本体 6 の外周面に推力発生部 3 7 を設けている。推力発生部 3 7 は、カプセル本体 6 の円筒状の外周面（ベース面）6 a から螺旋状に突出して、体腔内壁に接触する（螺旋状接触部ともなる）螺旋突起部 3 7 b を設け、隣接する螺旋突起部 3 7 b の間には、体腔内のガスや体液等の流体が前後に連通可能な螺旋溝 3 7 a が形成されるようにしている。なお、後述するように螺旋突起部 3 7 b は螺旋状に形成された突起部であれば良い。

本実施の形態では、後述するように螺旋突起部 3 7 b の高さやピッチ等は適切な値に設定され、回転により最適に、ないしは効率良く推進させることができる推力発生部 3 7 が形成されており、また螺旋突起部 3 7 b の両端、つまり外周面 6 a から螺旋突起部 3 7 b が立ち上がる部分と立ち下がる部分の角度 θ も適切な値に設定されている。

例えば、図 3 A において、螺旋突起部 3 7 b の高さ b （螺旋突起部 3 7 b が形成されることになる外周面 6 a から形成された螺旋突起部 3 7 b の山面或いは螺旋突起部 3 7 b の頂部）は、カプセル本体 6 の外径が 10 mm の場合には 2 mm 以下、外径が 8 mm の場合には 3 mm 以下に設定している。また、螺旋突起部 3 7 b のピッチ p は 10 mm 以上にし、このピッチの螺旋突起部 3 7 b を外周面 6 a に設けたカプセル本体 6 を回転させた場合に大きく推進させることができるようにしている。

また、螺旋突起部 3 7 b の端部における（外周面 6 a からの）立ち上がり角度或いは立ち下がり角度 θ は 45 度以下に設定され、滑らかに立ち上がる或いは立ち下がるように形成している。

また、図 3 A ないし図 3 C では、簡単化のため、1 条ネジの構造の螺旋突起部 3 7 b を示しているが、図 3 D に示すように例えば 2 条ネジの構造にして、カプセル本体 6 を回転させた場合、1 条ネジの場合より大きく推進させることができるようにしても良い。なお、図 3 D では図 3 A に示す 1 条の螺旋突起部 3 7 b の間にさらに同様に形成した螺旋突起部を符号 3 7 b' で示している。

このような構成とすることにより、前記カプセル型医療装置 1 は、前記カプセル本体 6 の回転に伴い、螺旋突起部 3 7 b が体腔内壁に接触して、回転力が推進力に効率良く変換されて、進退動可能になっている。また、螺旋突起部 3 7 b の断面形状も、体腔内壁に滑

らかに接し、粘膜との接触摩擦力が安定した推進を行うのに最適となるように構成してある。

尚、前記カプセル型医療装置 1 は、回転磁界の回転に伴い前記磁石 36 の回転平面と回転磁界の回転平面とが略一致するように前記カプセル本体 6 が回転しながら進行方向（向き）を変更することができるようにしている。

ここで、カプセル型医療装置 1 は、カプセル本体 6 の長手中心軸 38 上に重心が略一致していないと、カプセル本体 6 が偏芯運動（ジグリング）をして無駄な動きを起こしてしまう。

本実施の形態では、カプセル型医療装置 1 は、最も重い鉛電池等のバッテリー 26a を長手中心軸 38 上に配置すると共に、前記磁石 36 の中心をカプセル本体 6 の長手方向の中心軸 38 上に配置し、カプセル本体 6 の長手中心軸 38 上にその重心を略一致させるように構成している。このことにより、カプセル型医療装置 1 は、カプセル本体 6 が偏芯運動（ジグリング）等の無駄な動きをすることなく、管腔管路内をスムーズに目的部位側に移動可能になる。

このように、本実施の形態では、カプセル型医療装置 1 に回転磁界を作用させることにより、安定してかつ円滑に推進させることができるように、螺旋突起部 37b の高さ、間隔、立ち上がり角度、突起形状等を適切に設定すると共に、回転磁界による回転速度、磁気トルク等も適切な範囲に設定している。

上述した螺旋突起部 37b の形状等を適切に設定するために、螺旋突起部 37b の高さ等を変え、磁石を内蔵したサンプルとなるカプセル本体（以下、単にカプセルと略記）を用意し、さらに以下に説明するような装置を用いて必要となる測定データを得る実験を行った。この場合、まず図 4 の駆動原理図により説明する。

図 4 は後述する回転磁界発生装置 90 により回転磁界を発生し、カプセルを回転させて推進駆動する駆動原理を示す。この図 4 に示すようにカプセル内部にその長手方向に直交する方向に着磁した永久磁石を内蔵し、このカプセルの外部から回転磁界を印加し、この回転磁界により、永久磁石に働く磁気トルクによりカプセルと共に回転させる。

この回転により、カプセルの外周面に設けた螺旋構造により、回転力を推進力に変換することでカプセルを推進させる。また、回転磁界の回転面を変えることで、推進方向の制御を可能とする。なお、図 4 では磁気トルクを T とし、永久磁石の磁気モーメントを M 、回転磁界のベクトルを H とすると、磁気トルク T は、磁気モーメント M と回転磁界 H との

ベクトル積で表されることも示している。

図5Aは磁気誘導装置5としても使用できる回転磁界発生装置90の概略の構成を示す。図5Aに示す回転磁界発生装置90は、直交する x 、 y 、 z 方向に交流磁界を発生可能とする3軸ヘルムホルツコイル91(91a、91b、91c)を有し、ジョイスティック等の操作手段を持つ操作部92による操作入力を制御用のパソコン93を介して交流電源装置94からの3つの交流電流の出力値及び位相を制御することにより、3軸ヘルムホルツコイル91により発生される合成磁界の方向、回転面、回転方向を制御できるようにし、3軸ヘルムホルツコイル91の内側に配置されるカプセルに対して、回転磁界の強度や周波数等を変えて磁界を印加できるようにしている。

なお、図5Aでは例えば x 、 y 、 z 方向に略均一な磁界を発生するヘルムホルツコイル91a、91b、91cの概略をそれぞれ実線、1点鎖線、点線で示している。

図6は適切な推進力を得るための螺旋形状などを設定するための検討項目の概要を示す。

この図6に示すように螺旋構造により回転を推進に変換するため、螺旋形状がカプセルの駆動特性に大きく影響することになる。このため、

- a：螺旋ピッチ [5、10、15mm]
- b：螺旋高さ [1.5、3、4.5mm]
- c：螺旋断面形状 [丸、三角、四角]
- d：螺旋先端形状 (立ち上がり、立ち下がり形状) [90度、45度、30度]
- e：螺旋数 (螺旋の間隔) [1条、2条、4条、12条]

等を変えて、推進速度、負荷トルクの測定データを得るようにした。

また、この場合、推進速度の測定を行う場合、図7に示すように水槽内にシリコーンゴムチューブを入れ、水槽内部のこのチューブ内にカプセルを挿入し、例えば40mmの高さまで水を入れて体腔内の管路内にカプセルを挿入した状態に近い状態に設定している。

そして、カプセルの回転周波数、つまり回転磁界の周波数、摩擦の大きさ(チューブに入れるシリコーンオイルの量)、カプセル(カプセル)とチューブの密着度合(水深)等を変えて測定した。

又、このシリコーンゴムチューブを用いた検討が、体腔内の管路内にカプセルを挿入した状態を模擬できていることを確認するために、図示しないが豚の臓器(小腸、大腸)を用いて、シリコーンゴムチューブを用いた時と同様の傾向を示すことと、最適な形状にし

たものが安定して推進することを確認した。

図8は検討に用いた螺旋形状を示す。ここでは、例えば直径が11mm、長さが40mmのカプセルに、図6でも示したようにa：螺旋ピッチからe：螺旋数等を変えたものまでを用意し、回転周波数等を変えて推進速度を測定した。

図9は螺旋ピッチを変えた3つのカプセルの場合で、それぞれ回転周波数を変化させて推進速度を測定した測定データを示す。ここでは、ピッチを5mm、10mm、15mmの場合で行った。なお、この場合の螺旋の高さは3mmで行った。

図9の測定データからピッチが小さいもの（5mmのもの）より大きなピッチの方がより推進速度が大きくなる傾向を示すという測定結果を得た。この結果からピッチは10mm程度以上が良好である。

図10は螺旋の高さを変えた3つのカプセルの場合で、それぞれ回転周波数を変化させて推進速度を測定した測定データを示す。ここでは、ピッチを15mmとして、高さを1.5mm、3mm、4.5mmの場合で行った。なお、この場合は、図7のチューブ内に入れたシリコンオイルのオイル量を60mlとした条件で行った。

この測定結果から高さが3mmのものが良く、これより高いもの（4.5mm）でも推進速度が低下する。なお、1.5mmのものでも推進速度が低下するので、高さは3mm程度が良い。

一方、図11では螺旋の高さを3mmのものと1mmのものとの、オイル量を変えて、例えば1Hzの回転速度の場合で、推進速度を測定した。この測定データから螺旋の高さが低い場合（1mmのもの）でも、オイル量によっては図10では適当な螺旋の高さのもの（3mm）よりも推進速度を大きくできる。

図10及び図11の測定データから螺旋の高さは3mm程度のものとそれより低いものでも良いと推定される。

図12は螺旋の断面形状を変えた場合の測定データを示す。つまり、図12は螺旋のピッチが15mmで、高さを3mmとし、その螺旋の断面形状を円、三角形及び四角に設定して、オイル量を変えて推進速度を測定した測定データを示す。

この測定結果から断面が円形に近いものが推進速度を大きくできることが分かる。

また、図13は螺旋の先端（端部）形状を変えた場合の測定データを示す。つまり、図13は螺旋のピッチが15mmで、高さを3mmとし、さらにその螺旋の断面形状を円として、螺旋の立ち上がり（立ち下がり）の傾斜角度を30度、45度、及び90度に設定

して、オイル量を変えて推進速度を測定した測定データを示す。

この測定結果からほぼ45度程度以下が良好であるようである。

また、図14は螺旋数を変えた場合の測定データを示す。つまり、図14は螺旋のピッチが15mmで、高さを1mmとし、さらにその螺旋の断面形状を円として、螺旋数を1, 2, 4, 12条に設定して、オイル量を変えて推進速度を測定した測定データを示す。

この測定結果から1条のものよりは多条にしたものの方が推進速度を大きくできる。但し、12条になると、それより少ない多条のもの（4条のもの）より推進速度が低下する。

このため、本測定結果から2条以上で、ほぼ10条程度以下の多条ネジ状に形成した場合が推進速度を大きくできる。

図15A及び図15Bは螺旋のピッチ及び高さを変えたカプセルを用意し、回転磁界の周波数を変えて回転不良（カプセルが回転に追随しない回転不良）が発生した回数を測定したデータを示し、図15Aは表にして示し、図15Bは図15Aにおける主要なものをグラフにして示す。

図15Aの螺旋の種類aからfの測定データにより、螺旋の高さが3mm以下では、5Hzまでは回転不良の発生率が低い、螺旋の高さが4.5mmでは3Hz以下でない、回転不良の発生率が高いことが分かる。

従って、図15Aの測定データから回転不良の発生を低くして回転させるには、回転速度を5Hz程度以下にすることが望ましい。

図16に示すトルク測定装置95を用いて、トルク測定を行った。

つまり図16に示すトルク測定装置95により、適切な推力発生部を有する形状等のカプセルのデータや適切な磁気トルクのデータを得るようにしている。このトルク測定装置95は、例えば豚の臓器（具体的には小腸）で模擬した模擬体内管腔96aを上下両側から水袋96bで挟み込むようにした体内管路模擬装置96を備えている。この水袋96bにおける上側の部分としては、例えば1000ml、2000ml、3000mlのものを用意し、模擬体内管腔96aに及ぼす影響を変えて行った。

そして、この模擬体内管腔96a内にカプセルを挿入し、そのカプセルの中心軸の後端にその一端を固定したロッド97を、回転自在に支持する軸受け部98を介してその他端に接続したトルクゲージ99により、カプセルに作用するトルクを測定できるようにしている。なお、軸受け部98は例えば中空の円筒部材98aと、この円筒部材98aの中空

部に嵌合し、ロッド 9 7 を回転自在に支持するボールベアリング 9 8 b とからなる。

そして、トルク測定により、カプセルが擬似的に体腔内で回転するのに必要なトルクを見積もるようにした。

使用したカプセルとしては、螺旋無しのもの、螺旋有りのもの、この場合には螺旋のピッチが 1 2. 5 mm で高さが 1 mm、1. 5 mm、2 mm のプラスチックのもの、螺旋のピッチが 1 5 mm で高さが 3 mm のゴムのもの、螺旋のピッチが 1 5 mm で高さが 1 m m (単条) と、2 条にしたビニール (電線) のものである。

また、時計回り 3 回、反時計回り 3 回、計 6 回測定した。また、太さの異なる 2 種類の小腸内 (内径 1 0 mm 未満及び 1 5 mm 未満) で測定した。

図 1 7 A 及び図 1 7 B は上記の螺旋無し及び螺旋ありのプラスチック及びゴムのカプセルのもので、図 1 7 A は回転するのに必要なトルクを測定した結果を個々に示し、図 1 7 B は図 1 7 A におけるピッチが 1 2. 5 mm のものを高さを変えた場合のトルクとしてまとめて示している。

図 1 7 A の測定結果からカプセルを回転させるのに必要な最低トルクが 0. 0 6 c Nm 以上である。又、0. 2 c Nm 以上であれば、いずれのカプセルの場合にも回転させることができることが分かる。さらにより安定して回転させるのであれば、安全率 2, 3 倍の 0. 4 ~ 0. 6 c Nm 程度のトルクを発生するように設定することが考えられる。

また、図 1 8 A 及び図 1 8 B は上記のカプセルにおいて、螺旋無しのもの、螺旋ありで螺旋のピッチが 1 5 mm で高さが 1 mm (単条) と、2 条にしたビニール (電線) のものに対して図 1 7 A の場合と同様の測定を行い (図 1 8 A)、その結果を螺旋の数でまとめたものである (図 1 8 B)。

図 1 8 A から螺旋の数の増加と共に、トルクが大きくなる傾向を示す。この場合においても、図 1 7 A の測定結果によるカプセルを回転させるのに必要な最低トルクが 0. 0 6 c Nm 以上であり、0. 2 c Nm 以上であれば、いずれの場合にも回転させることができることが当てはまる。

図 1 9 A 及び図 1 9 B は螺旋のピッチが 1 2. 5 mm で高さを 1 mm としたカプセルを用い、図 1 6 に示す上側の水袋 9 6 b を 1 0 0 0 m l、2 0 0 0 m l、3 0 0 0 m l と変えた場合のトルクを測定したもの (図 1 9 A) と、その結果を、水量との関係で纏めたものである (図 1 9 B)。

水量を変えた場合にも、トルクの値はあまり変化しない測定結果となっている。

また、図20はマグネットの大きさに依存する磁気モーメントにより、外部磁界（ここでは1500e）印加時における磁気トルクの大きさを示している。この場合、マグネットを体腔内に挿入される体腔内挿入部となるカプセル内に収納することが必要であるので、図20におけるA～Dの場合におけるDで示すサイズ（体積）以下のマグネットが良い。この場合に発生する磁気トルクは1cNm程度となり、これ以下の磁気トルクにすると良い。磁界発生手段の体積、重量、コストなどの制約がない時には、1cNm以上の磁気トルクが発生するようにしても問題はない。

以上の測定をまとめると以下ようになる。

（1）体腔内挿入部としてのカプセルを、小腸・大腸などの体腔内で安定して推進させるのに適した推力発生部の形状を見出すための検討及びその纏め

推力発生用の螺旋部の形状等を決定するために、以下のパラメータに関して、シリコンシートと豚の臓器を用いた検討を実施した。その結果、各パラメータ毎に、実験データに基づいた最適な値または傾向を見出すことができた。

I. パラメータの種類

- a. 螺旋ピッチの種類（5, 10, 15mm）…5mmが遅く、10, 15mmが早い。
- b. 螺旋高さ（1.5, 3, 4.5mm）…3mmが一番早い、オイル量が少ない（体壁との滑り性が悪い）と1.5mmの方が早くなることが多い。
- c. 螺旋断面形状（○、△、□）…オイル量（体壁との滑り性）に係わらず、○が一番よい。
- d. 螺旋先端形状（90度、45度、30度）…オイル量（体壁との滑り性）が少ない場合、30度がよい。オイル量に係わらず、90度が一番悪い。
- e. 螺旋数（条数）（1, 2, 4, 12条）…1条が一番悪く、次に12条が悪い。2条と4条がよい。

II. 最適な値または傾向

- a. 螺旋ピッチは、10mm以上で大きいほど推進力が高い。安定して接触するにはカプセルの全長との相関がありピッチは全長以下がよい。例えばカプセル全長が40mmならピッチ40mm以下がよい。
- b. 螺旋高さは、3mm以下、条件によっては1.5mm以下がよい。突起部が低すぎるとグリップ力が弱く空回りするので、ある程度（0.3mm）以上は必要。よって、0.3mm以上3mm以下がよい。

c. 螺旋断面形状は、体腔と接触する突起部が円、半円や略R形状断面がよい。検討より台形断面も良さそうである。

d. 螺旋端部形状（推力発生螺旋部の両端）が、螺旋に沿って谷面から山面に向けて45度以下の角度で滑らかに立ち上がるのがよい。

e. 推力発生螺旋部の螺旋数（条数）、2条以上10条以下の範囲の多条ネジがよい。多条にすると1条よりは推進力が高くなるが、多すぎると山と谷の隙間が狭くなるので逆にグリップ力が出なくなる。ピッチ10mm以上の条件では、上記位が最適。検討より螺旋の山部に螺旋に沿って筋を設けても同様の効果が得られると考えられる。

（2）体腔内挿入部を、小腸・大腸などの体腔内で安定して推進させるのに必要な磁気トルク（負荷トルク）を見出すための検討及び纏め

A. 螺旋高さ3mm以下の6種類の螺旋部付カプセルを用いて検討した結果、推進に必要な磁気トルクは、ばらつきを考慮しても0.2cNm、最適な条件下では最低0.06cNmあれば良いことがわかった。

B. 一方カプセル内に組み込み可能な磁石の体積を考えた時、あまり大きな磁石は組み込めない。体外000の磁界発生手段の回転磁界が1500e（エルステッド）とすると、磁石の体積が約830mm³（φ8mm×16.5mm）で、1cNmの磁気トルクが発生可能となる。

これより大きな磁石を組み込もうとするとカプセルが大きくなるし、体外の磁界発生手段の回転磁界を1500e（エルステッド）より大きくしようとする装置が大型化し、設置場所の制約が出たり、装置が高価になるなどの不具合が考えられる。

C. 以上より、磁気トルクは0.06cNm以上1cNm以下が適している。さらにばらつきも考慮すると0.2cNm以上が適している。安全率を考慮すると0.4～0.6cNm程度に設定すると良い。また、1cNm以下の磁気トルクの範囲で、術者が使用目的や使用臓器に適した値に任意に設定可能に構成しておくことと便利である。

D. また、回転速度は5Hz以下にすることにより、安定してカプセルを回転させることができ、その回転を螺旋部により推進力に変換して、体腔内でカプセルを安定して推進させることができる。

上記検討に対する纏め（検討結果）により、本実施の形態では、図5のパソコン93は、交流電源装置94からの交流電流が供給されることにより3軸ヘルムホルツコイル91で発生する回転磁界の周波数を5Hz以下に制御すると共に、カプセル型医療装置1に作

用する磁気トルクが0.06 cNm以上で1 cNm以下となるように交流電源装置94を制御するようにしている。

より具体的には、パソコン93内のCPU93aの制御動作を決定する（ハードディスク93bに格納される）制御プログラムデータ93cには、交流電源装置94で発生する回転磁界の周波数を5 Hz以下に制御する制御データと、カプセル型医療装置1に作用する磁気トルクが0.06 cNm以上で1 cNm以下となるように制御する制御データとが含まれている。

次に上述した測定データにより適切に設定された螺旋突起部37bを設けたカプセル型医療装置1による動作を以下に説明する。

図1に示すように、患者2の例えば胃51内部等の体腔管路内を長時間にわたり観察する必要がある場合、操作者は、カプセル型医療装置1を患者2に飲み込ませ、胃51内を通過させる状態にする。

尚、このとき、操作者は、患者2に飲み込ませる直前に予め、カプセル型医療装置1のスイッチ27をオンにし、バッテリー部26のバッテリー26aの電源電力が照明装置23、観察装置24、デジタル信号処理回路25、無線送受信回路22へ伝達されるようにする。と同時に、操作者は、磁気誘導装置5を起動（オン）し、この磁気誘導装置5により発生する回転磁界により体腔管路内においてカプセル型医療装置1が目的部位側に到達するよう磁氣的に制御する。

上述したようにカプセル型医療装置1は、磁気誘導装置5により発生される回転磁界に磁石36が作用すると、この磁石36が受ける作用によりカプセル本体6が回転する。そして、カプセル型医療装置1は、カプセル本体6が、体腔内壁と接触したとき、この体腔内壁の粘膜と螺旋突起部37bとの間の摩擦力が大きな推進力に変換されて進退動する。また、カプセル型医療装置1は、回転磁界の回転に伴い、磁石36の回転平面と回転磁界の回転平面とが一致するようにカプセル本体6が回転しながら進行方向（向き）を変更される。

このとき、カプセル型医療装置1は、カプセル本体6が偏芯運動等の無駄な動きをすることなく、管腔管路内をスムーズに目的部位まで到達可能である。

カプセル型医療装置1は、患者2に飲み込ませることで口腔52から食道53を通過し、胃51内部へ到達する。このとき、食道53は、例えば長径が約16 mm、短径が約14 mmであるのでカプセル型医療装置1は、その外径が14 mm以下の略円形断面にして

おけば、容易に通過可能である。カプセル本体 6 のベースの外径が 10 mm だと螺旋突起部 37 b の高さは 2 mm 以下、8 mm だと高さは 3 mm 以下となる。

そして、胃 51 内部を観察する必要がある場合、操作者は、制御装置 3 の例えばキーボード 12 から観察開始のコマンドに対応するキー入力を行う。すると、このキー入力による制御信号は、制御装置 3 の体外アンテナ 14 を経て電波で放射されてカプセル型医療装置 1 側に送信される。

カプセル型医療装置 1 は、無線アンテナ 21 で受信した信号により、動作開始の信号を検出し、無線送受信回路 22、照明装置 23、観察装置 24、デジタル信号処理回路 25 等が駆動する。

照明装置 23 は、観察装置 24 の視野方向に照明光を出射し、照明された部分の視野範囲の光学像が観察装置 24 の撮像センサ 32 に結像されて光電変換及び A/D 変換されて撮像信号を出力する。この撮像信号は、デジタル信号処理回路 25 の映像信号処理回路 34 でデジタル映像信号に変換された後、圧縮処理回路 35 で圧縮処理されて無線送受信回路 22 で変調され、無線アンテナ 21 から電波で放射される。

この電波は、制御装置 3 の体外アンテナ 14 で受信され、パソコン本体 11 内の受信回路で復調され、パソコン本体 11 内の A/D コンバータでデジタル信号に変換され、メモリに格納されると共に、所定の速度で読み出されモニタ 13 に撮像センサ 32 で撮像された光学画像がカラー表示される。

操作者は、この画像を観察することにより、患者 2 の胃 51 内部を観察することができる。この観察画像を見ながら、体外のジョイスティックなどの操作手段を用いて、胃内全域の観察が行えるように外部磁力のかけ方を容易にコントロールできる。尚、この光学画像は図示しない画像記録装置に記録することもできる。胃 51 内観察時や胃 51 内から十二指腸 54 への移動時には、患者の体位変換や腸外からの用手圧迫を行うと更にスムーズな移動が可能となる。

胃 51 内の観察が終了した後、カプセル型医療装置 1 は、上述したように磁気誘導装置 5 で形成される回転磁界により、磁氣的に誘導されて、胃 51 から十二指腸 54、小腸 55（例えば図 21 参照）、大腸を経由し、肛門から取り出される。この間、カプセル型医療装置 1 は、消化管全体の内部を観察することが可能である。

カプセル型医療装置 1 に対して回転磁界を印加する場合には、例えば図 5 B に示すようにパソコン 93 の CPU 93 a は、プログラムに従って動作し、交流電源装置 94 に対し

てステップ S 1 に示すように回転磁界の周波数を 5 Hz 以下に制御すると共に、ステップ S 2 に示すようにカプセル型医療装置 1 に作用する磁気トルクが 0.06 cNm 以上で 1 cNm 以下となるように制御する。

このように本実施の形態のカプセル型医療装置 1 は、カプセル本体 6 が偏芯運動（ジグリング）等の無駄な動きをすることなく、管腔管路内をスムーズに目的部位まで到達させるようにできる。

また、本実施の形態のカプセル型医療装置 1 は、無駄な動きがない分、磁気誘導効率が良くなり、カプセル本体 6 内、体外両方又は一方の磁石を小型化できるという大きな効果がある。

また、カプセル型医療装置 1 は、図 21A 及び図 21B に示すように治療又は処置が可能のように薬剤散布用に構成しても良い。即ち、このカプセル型医療装置 60 は、カプセル本体 63 内の薬剤収納部 61 に収納した薬剤を散布可能のように先端側に設けた薬剤散布用開口部 61a を設けて構成されている。なお、図 21A 及び図 21B では、例えば小腸 55 内でのカプセル型医療装置 60 を示している。

更に、前記カプセル型医療装置 60 は、体液採取用に構成されている。即ち、前記カプセル型医療装置 60 は、カプセル本体 63 内の体液収納部 62 に体液を採取可能のように体液注入用開口部 62a を後端側に設けて構成されている。尚、これら開口部 61a、62a の開閉は、上記第 1 の実施の形態で説明した制御装置 3 からの通信制御により行われる。

このことにより、前記カプセル型医療装置 60 は、目的部位にて薬剤収納部 61 の薬剤を薬剤散布用開口部 61a から放出して散布可能であると共に、体液収納部 62 に体液注入用開口部 62a から体液を採取可能である。

また、薬剤収納部 61 は、薬剤の他に出血を止める止血剤、出血部位を外部から判別可能にするための生体に安全な磁性流体や蛍光剤などを収納して目的部位で散布するようにしても当然良い。

また、前記カプセル型医療装置 60 は、前記体液注入用開口部 62a から取り込んだ体液に薬剤収納部 61 の薬剤を混ぜて薬剤散布用開口部 61a から放出して散布可能に構成しても良い。尚、カプセル型医療装置 60 は、図示しないが上記第 1 の実施の形態と同様にカプセル本体 63 の長手中心軸上に重心を略一致させる構成としている。

なお、本実施の形態は測定データから螺旋突起部 37b の形状を略 R 形状にしている。

この場合の略R形状としては、図22Aに示すように半円部65aと平面部65bを有する形状でも良いし、図22Bに示すように半円部65aの形状でも良いし、図22Cに示すようにR部65cと平面部65bからなる形状でも良い。

また、本実施の形態では、図22Dに示すように略台形形状でも良い。つまり、台形部65dと台形部65dの上部角部を丸くしたR部65eを形成したものでも良い。

また、カプセル型医療装置は、図23Aに示すように外装部材として螺旋突起を形成した弾性ゴムカバーを前記カプセル本体に着脱自在に装着可能に構成しても良い。

即ち、図23A及び図23Bに示すようにカプセル型医療装置70は、螺旋突起71bを形成した円筒状の弾性ゴムカバー71をカプセル本体72に着脱自在に装着可能に構成されている。このことにより、前記カプセル型医療装置70は、前記弾性ゴムカバー71の螺旋突起71bにより円滑に推進させることができると共に、隣接する突起71b、71b間の溝71a部分でガスや体液等の流体を先端側及び後端側に通すことができるようになっている。

また、前記カプセル型医療装置70は、治療又は処置が可能なように処置具収納部73を前記カプセル本体72に有し、この先端側に処置具用開口部73aを形成している。この処置具開口部73aは、例えば、胃液で消化されるゼラチンや腸液で消化される脂肪酸膜等から形成される溶解膜を埋設して塞いでいる。そして、前記カプセル型医療装置70は、目的部位付近に到達したら前記処置具開口部73aが開くようになっている。

そして、前記処置具収納部73に収納される処置具74は、その先端側を前記処置具用開口部72aから突没自在で、体腔内管路75の目的部位に対して治療又は処置が可能である。

前記処置具74は、上記第1の実施の形態で説明した制御装置3からの通信制御により動作制御が行われる。尚、前記処置具74の具体的な動作制御は、パソコン本体11に接続される図示しないジョイスティックやマウスなどの操作手段で行うように構成しても良い。

尚、図23A中、前記処置具74は、止血用薬剤を注入可能な注射針である。この場合、前記カプセル型医療装置70は、図示しない血液センサや前記観察装置24で出血部位を確認後、前記制御装置3からの通信制御により、カプセル本体72の内部に収納した止血剤注入注射針等の処置具74の動作を指示し、止血剤であるエタノールや粉末薬品を出血部位に散布して止血するようになっている。

更に、また、前記カプセル型医療装置 70 は、検査が可能のように超音波部 76 を前記カプセル本体 72 に有して構成されている。前記超音波部 76 は、図示しないが超音波を送受信する超音波探触子及びこの超音波探触子を制御駆動する超音波制御回路を有して構成されている。

前記カプセル型医療装置 70 は、前記カプセル本体 72 の後端側外面に図示しない音響レンズ部が位置されるように超音波探触子を水密に配置しており、この後端側で例えば 360° の超音波断層像を得られるように構成されている。

そして、前記カプセル型医療装置 70 は、得られた超音波断層像のデータを上記第 1 の実施の形態で説明した観察画像と同様に無線送受信回路 22 で変調され、無線アンテナ 21 から電波で放射される。これにより、前記カプセル型医療装置 70 は、小腸 55 等体腔内深部の深さ方向の異常の有無の診断が可能となっている。尚、前記カプセル型医療装置 70 は、前記観察装置 24 と両方を備える構成にすれば、体腔内表面と深部との両方の診断が一度に可能である。

また、前記カプセル型医療装置 70 は、胃内、小腸から口側へ、又は大腸から肛門側へ検査後に引き抜くための軟性プラスチックなどで体腔粘膜を損傷しないように軟らかさと太さ及び強度を兼ね備えた紐 76 を前記カプセル本体 72 に取り付けて構成されている。この紐 76 は、カプセル本体 72 の回転推進に邪魔にならない程度に軟らかく形成されている。

尚、この紐 76 は、基端側を結んで体外に固定して用いるようになっている。尚、カプセル型医療装置 70 は、図示しないが上記第 1 の実施の形態と同様にカプセル本体 72 の長手中心軸 38 上に重心を略一致させる構成としている。又、パイプ状の肉厚の薄い磁石を弾性ゴムカバー 71 内に収納しておき、カプセル本体 72 内の磁石をなくしても当然良く、このようにすれば通常のカプセルを磁気誘導用のカプセルに容易に変更することが可能となる。

本実施の形態によれば、外部からの回転磁界により、体腔内に挿入される体腔内挿入部を安定して回転させることができ、かつその回転を推進発生部により効率良く推進力に変換して体腔内挿入部を安定してかつ円滑に推進させることができる効果を有する。

(第 2 の実施の形態)

次に本発明の第 2 の実施の形態をまず図 24 及び図 25 を参照して説明する。

図 24 及び図 25 に示す第 2 の実施の形態のカプセル型医療装置 80 は、カプセル本体

８１と、このカプセル本体８１の中心軸に沿って挿通した可撓性紐部８２とを有し、カプセル本体８１の外周面には螺旋状突起部８３ｂが設けてある。

また、図２５に示すようにカプセル本体８１の内部には、中心軸に沿って中空孔が設けてあり、両端をボールベアリング等による軸受け８４でカプセル本体８１に対して回転自在に支持された硬質のロッド８５が挿通され、この硬質のロッド８５は両端が可撓性紐部８２に連結されている。

なお、この場合、一方の紐部８２は短くカプセル本体８１から延出され、他方の紐部８２は長く延出され、その端部はテーパ状に細径にされている。

また、本実施の形態では、図２５に示すように螺旋状突起部８３はカプセル本体８１における１５mmの長さ部分に、例えば３個の螺旋状突起部８３が形成される３条ネジにしている。なお、カプセル本体８１内部には図示しないがドーナツ状の磁石がロッド８５の方向と直交する方向にＮＳが磁化されて内蔵されている。

また、突起部８３の高さ t は０．３mmから３mmに設定されている。

本実施の形態によれば、このカプセル本体８１を被検者としての患者の肛門側から座薬のように挿入した後に、第１の実施の形態と同様の手順で磁気誘導してカプセル本体８１を回転させることにより、大腸の深部側に誘導する。

その後、大腸の深部側に挿入されたカプセル本体８１から延出されている紐部８２をガイドとして、検査しようとする内視鏡や検査器具或いは処置具を大腸の深部側に容易に挿入して、内視鏡検査やその他の検査や処置を行うことができる。

なお、カプセル本体８１を大腸内の深部側に挿入する場合、大腸の管腔は食道、小腸より太い（ ϕ が２０mm以上）ので、カプセル本体８１の外径を１８mm以下の略円形断面にしておけば、スムーズに挿入することができる。

図２６は第１変形例のカプセル型医療装置８０Ｂの一部を示す。このカプセル型医療装置８０Ｂは図２４のカプセル型医療装置８０において、カプセル本体８１に設けた突起部８３にその突起部８３の長手方向、つまり突起部８３が形成されている螺旋に沿って深さが小さく、かつ幅も小さい溝８７を設けている。

図２６では１本の溝８７を設けているが、図２７に示す第２変形例の場合のように複数本、図２７に具体的に示すように例えば３本の溝８７を設けるようにしても良い。変形例の場合においても第２の実施の形態と同様の作用効果が得られる。

本発明におけるその他の実施の形態として、体外の磁界発生手段が発生する最大回転磁

界をカプセルが動き出す初期（静摩擦状態）と動き出した途中（動摩擦状態）で任意に変更可能にしておく。これによって、カプセルが設定値を越えて回転することを妨げる（回転が止まる）ので、術者が意図しない時に、体腔内の狭い部位を無理やり通過するような動きが防げる。また、術者の管理下でカプセルが止まった部位からの脱出を行うことができる。

なお、上述の説明ではカプセル型医療装置（以下では単にカプセル）を回転させる回転駆動手段としては外部の磁界発生手段による磁界であると説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、他の回転駆動手段を採用しても良い。

例えば、カプセルを回転する手段として、カプセルに誘電体（コンデンサのように分極するもの）を設け、外部から電界を回転させるように印加することにより、カプセルを回転させるようにしても良い。

また、カプセル型でなく、シャフト付きの医療装置の場合には、シャフト内部に超音波プローブ等で採用されている密巻きのフレキシブルシャフトを回転自在に入れ、手元側のモータを回転させることにより、推力発生用螺旋状突起部を回転させて推進させるようにしても良い。

また、体腔内挿入部としては、上述のようにカプセル型のものに限定されず、図24に示したカプセル型医療装置80に類似したもののように、可撓性のガイドワイヤ、紐、チューブなどの紐状部材や通常型の内視鏡などの可撓性棒状部の先端付近に、磁石を具備した推力発生用の螺旋突起部を回転自在に固定し、体外の磁界発生手段が発生する回転磁界や、他の回転手段により推力発生用の螺旋突起部が受けて回転しながら推力を発生させることで、紐状部材や可撓性棒状部を体腔内深部の目的部位まで運搬するようにしたものに適用しても当然よいし、上述した実施の形態等の構成の中から必要なものを適宜選んで組み合わせることで実施可能なことは言うまでもない。

また、上述の説明では、推力発生用の螺旋突起部で説明しているが、本発明は推力発生部としては螺旋状に形成された突起部があれば良く、この場合の突起部は体腔内に挿入された場合に、突起部が螺旋状に体腔内壁に接触する形状であれば良い。

このため、例えば螺旋状に突起が連続して形成されている必要はなく、一部が切り欠かれている突起部であっても良いし、螺旋に沿って突起を複数配列させるように形成したもの等でも良い。

産業上の利用可能性

以上のように、本発明のカプセル型等の医療装置は、挿入部の外周面に螺旋状の突起部のピッチや高さ等が適切に形成されているので、回転磁界の印加等により回転させることができ、かつその回転を効率良く推進力に変換して体腔内を安定してかつ円滑に推進させることができる。

請求の範囲

1. 体腔内に挿入され、体腔内に接触する推力発生用螺旋状の突起部を有する体腔内挿入部を備えた医療装置において、

前記突起部におけるピッチ、高さ、断面形状、端部の傾斜角度、螺旋数それぞれが、10 mm以上、0.3 mmから3 mm以下、略半円形状もしくは略台形断面形状、45度以下、2条から10条以下の5つの条件における少なくとも1つの条件を満たす構造にした医療装置。

2. 体腔内に挿入され、体腔内に接触する推力発生用螺旋状の突起部を有する体腔内挿入部を備えた医療装置において、

前記突起部におけるピッチ、高さ、断面形状、端部の傾斜角度、螺旋数それぞれが、10 mm以上、0.3 mmから3 mm以下、略半円形状もしくは略台形断面形状、45度以下、2条から10条以下の5つの条件における少なくとも2つの条件を満たす構造にした医療装置。

3. 前記突起部の螺旋に沿って少なくとも1本以上で、前記螺旋の山から谷までの高さより浅い溝を螺旋状に形成した請求の範囲第1項記載の医療装置。

4. 前記突起部の端部から滑らかに立ち上がり、中央部分が一番高くなるように構成したことを特徴とする請求の範囲第1項記載の医療装置。

5. 回転磁界を受けて体腔内で回転しながら推進できるように少なくとも磁石と、推力発生用螺旋状の突起部とを有する体腔内挿入部を備えた医療装置において、

前記突起部におけるピッチ、高さ、断面形状、端部傾斜角度、螺旋数それぞれが、10 mm以上、0.3 mmから3 mm以下、略半円形状もしくは略台形断面形状、45度以下、2条から10条以下の5つの条件における少なくとも1つの条件を満たす構造にした医療装置。

6. さらに前記体内挿入部の回転速度を毎秒5回転以下に制御する制御装置を有する請求の範囲第5項記載の医療装置。

7. さらに前記磁石に回転磁界が作用する磁気トルクを0.06 cNm以上となるように制御する制御装置を有する請求の範囲第5項記載の医療装置。

8. さらに前記磁石に回転磁界が作用する磁気トルクを1 cNm以下となるように制御する制御装置を有する請求の範囲第5項記載の医療装置。

9. 磁界発生装置が発生する回転磁界を受けて体腔内で回転しながら推進できるように少

なくとも磁石と、推力発生部とを有する体腔内挿入部を備えた医療装置において、

前記磁界発生装置が発生する回転磁界と前記体腔内挿入部が発生する磁気モーメントの積である磁気トルクを0.06 cNmから1 cNmまでに予め設定したことを特徴とする医療装置。

10. 前記体腔内挿入部は、被検体内で観察、センシング、サンプリングなどの検査、治療又は処置等の医療行為を行うカプセル形状を有する請求の範囲第1項記載の医療装置。

11. 前記体腔内挿入部は、被検体内で観察、センシング、サンプリングなどの検査、治療又は処置などの医療行為を行うカプセル形状を有する請求の範囲第5項記載の医療装置。

12. 前記体腔内挿入部は、少なくとも体腔内の撮像が可能なように光学装置と撮像装置と照明装置とを具備する請求の範囲第1項記載の医療装置。

13. 前記体腔内挿入部は、少なくとも口部からの飲み込みまたは肛門からの挿入が可能な硬質部と可撓性のひも状部とを具備する請求の範囲第1項記載の医療装置。

14. 前記体腔内挿入部は、薬液を散布するための薬液収納部を有する請求の範囲第1項記載の医療装置。

15. 前記体腔内挿入部は、液体収納部を有する請求の範囲第1項記載の医療装置。

16. 前記体腔内挿入部は、処置具の収納部を有する請求の範囲第1項記載の医療装置。

17. 前記処置具は、注射針である請求の範囲第16項記載の医療装置。

18. 前記体腔内挿入部は、処置具を突没自在とする収納部を有する請求の範囲第1項記載の医療装置。

19. 回転磁界を受けて回転する磁石と、推力発生用の螺旋状突起部とを有し、体腔内に挿入される医療装置を移動させる制御プログラムであって、

前記医療装置の回転速度を毎秒5回転以下、又は前記磁石に及ぼす磁気トルクを1 cNmを越えないように回転磁界を制御する磁界制御ステップを具備する制御プログラム。

20. 前記磁石に及ぼす磁気トルクを0.06 cNm以上となるように回転磁界の磁界強度を制御する請求の範囲19項記載の制御プログラム。

図1

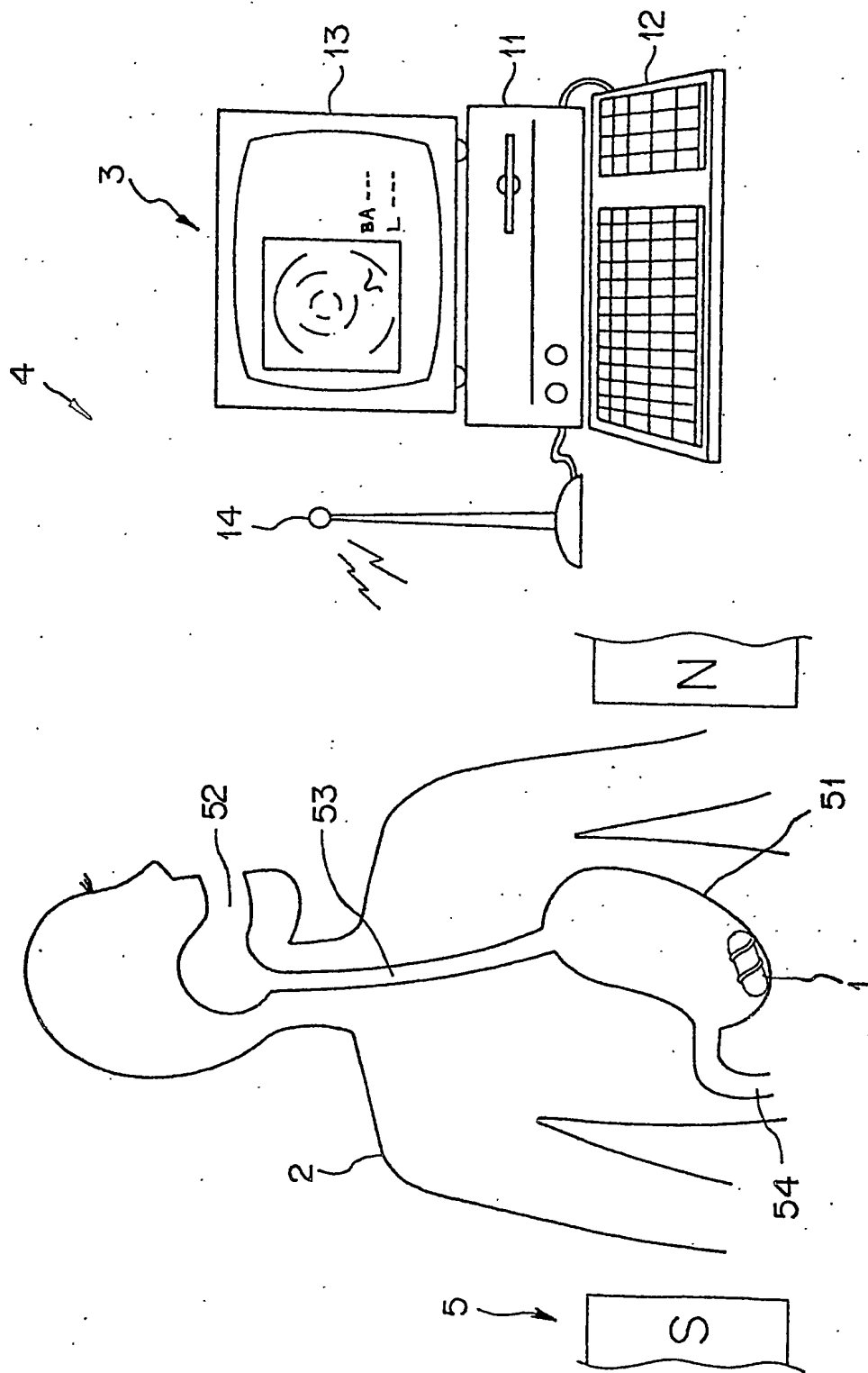
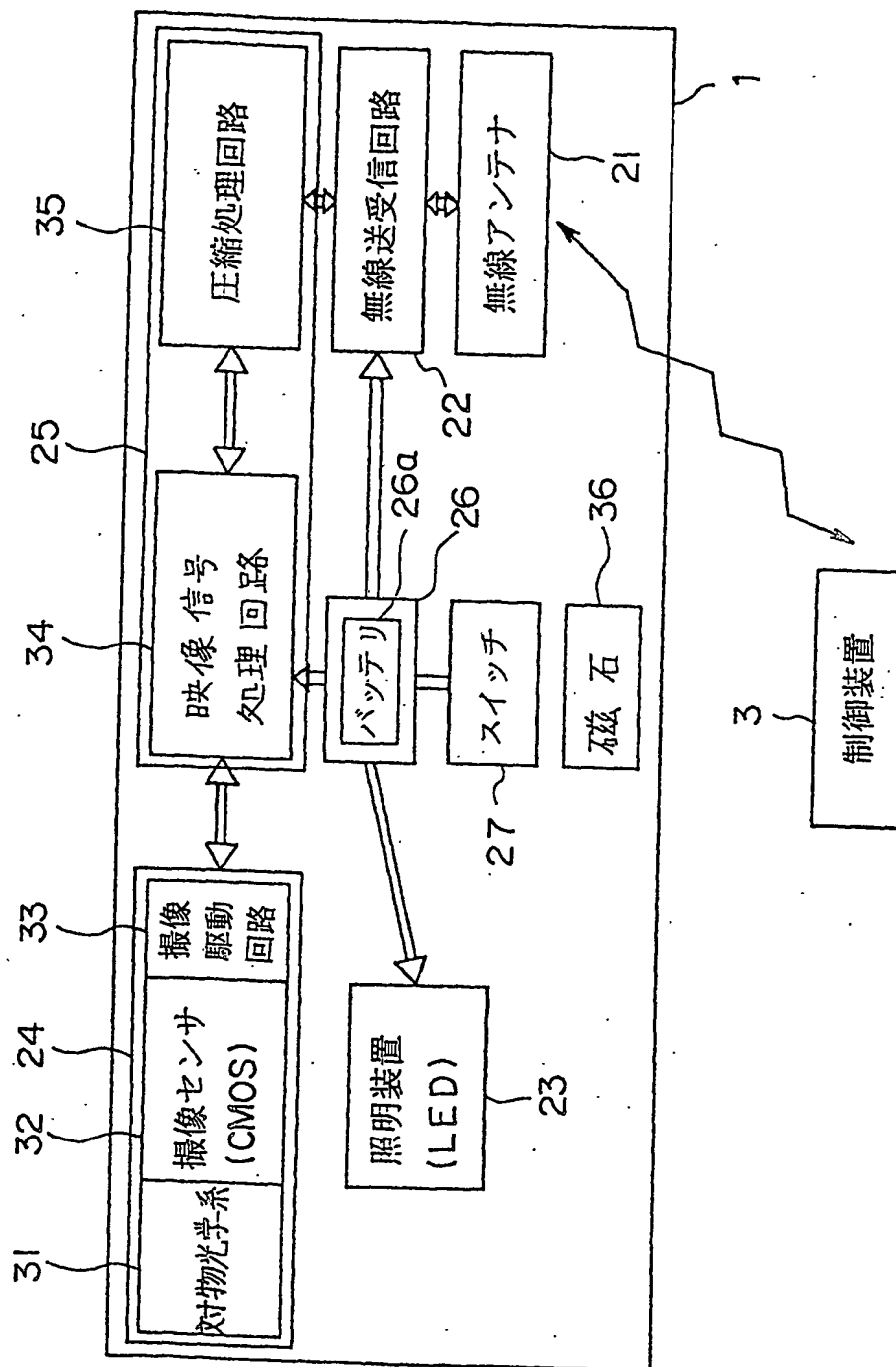


図2



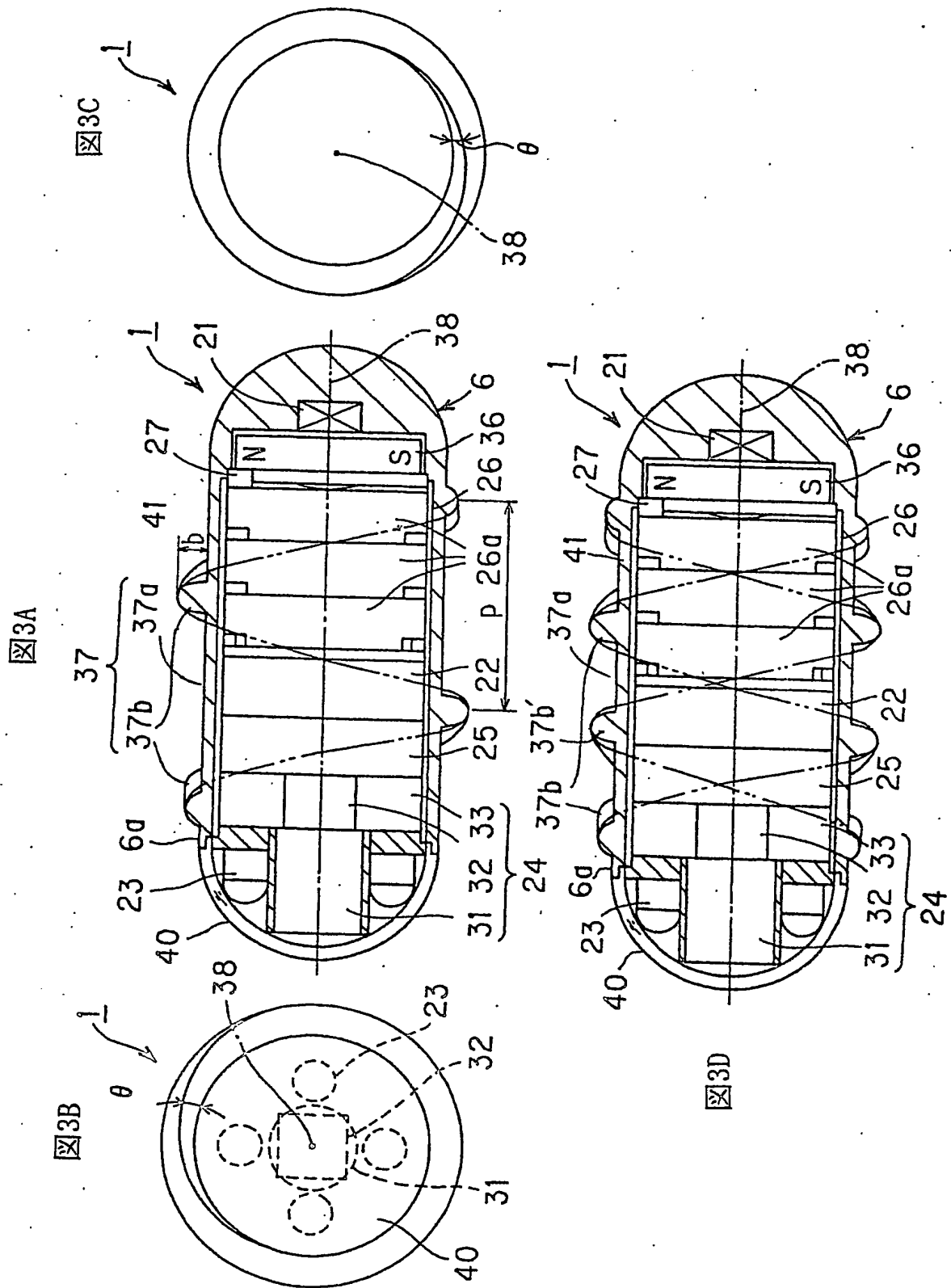


図4

駆動原理

永久磁石に外部から回転磁界を印加
 磁気トルクにより磁石が回転
 らせん構造により回転力を推進力に変換することで推進
 回転磁界の回転面を変えることで推進方向の制御可能

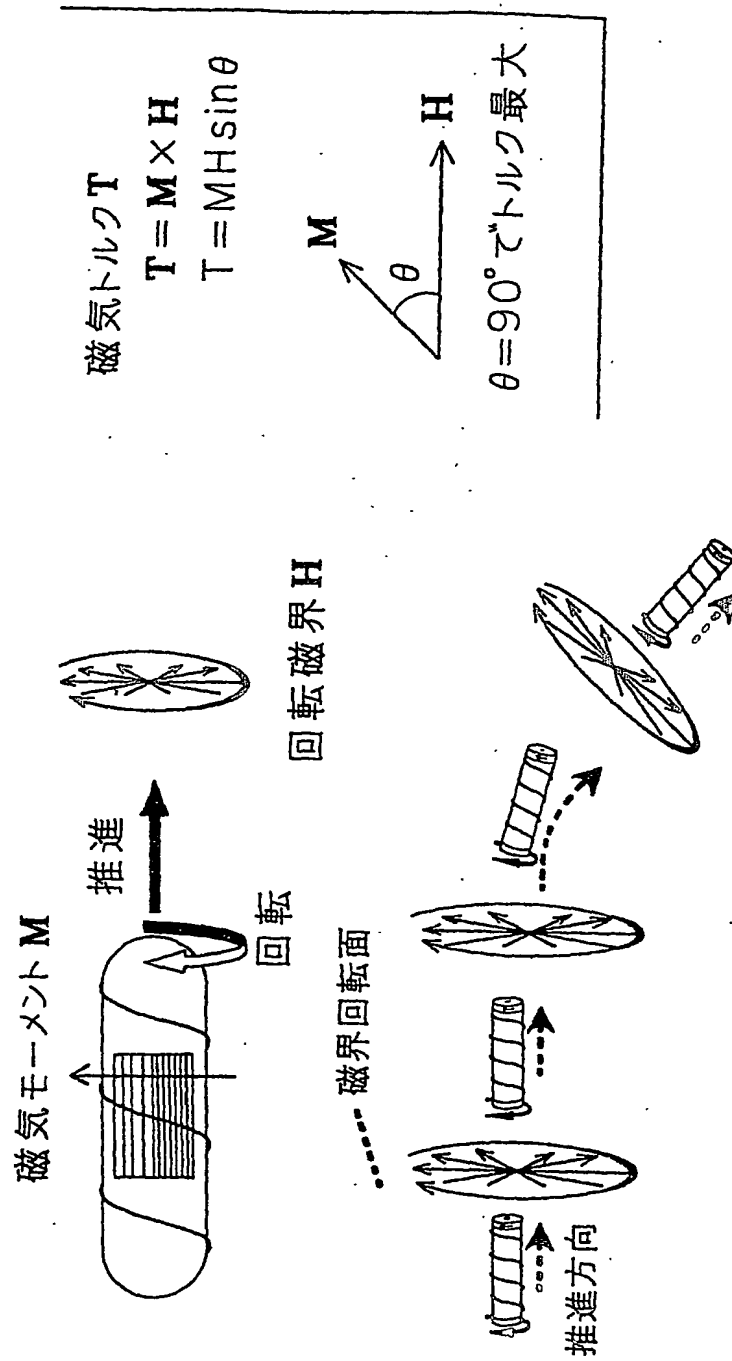


図 5A

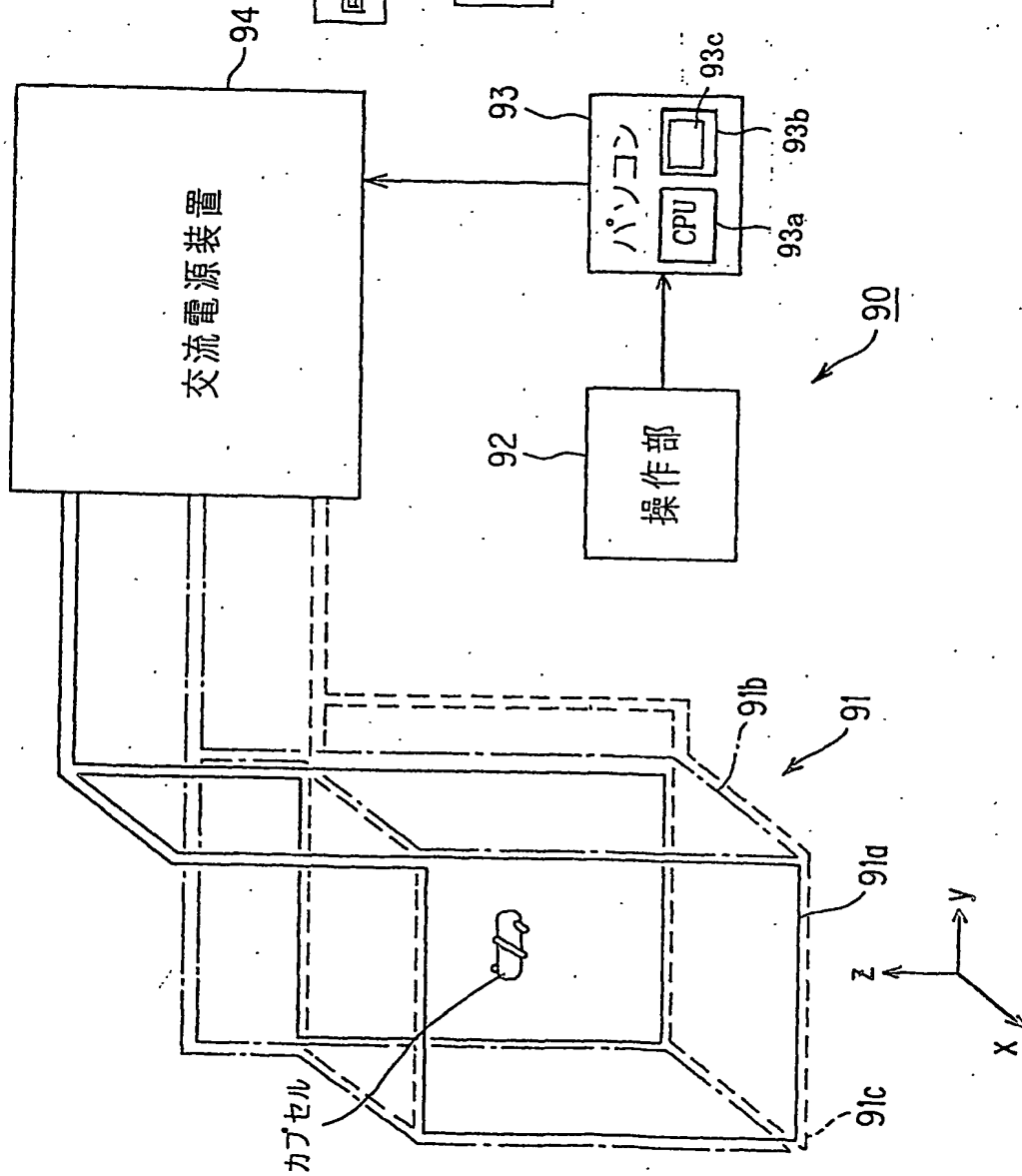


図 5B

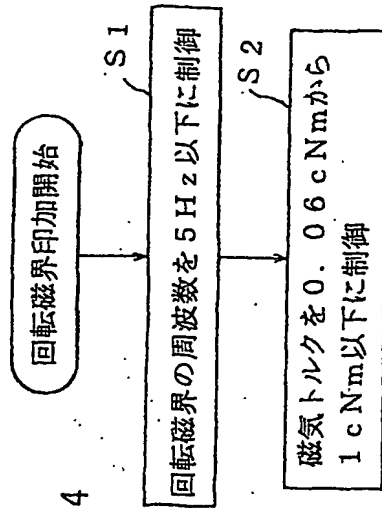


図6

本検討の概要

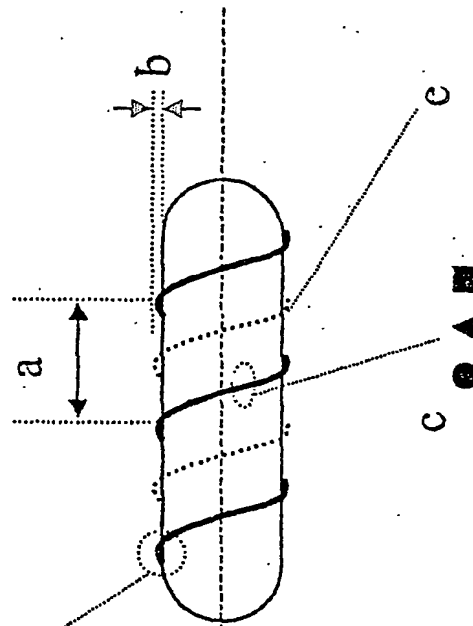
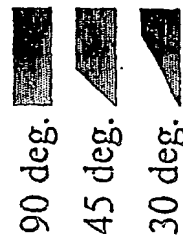
らせん構造により回転を推進力に変換

らせん形状がカプセル駆動特性に与える影響について検討

・推進速度

・負荷トルク

d



a: らせんピッチ (5, 10, 15 mm)

b: らせん高さ (1.5, 3, 4.5 mm)

c: らせん断面形状

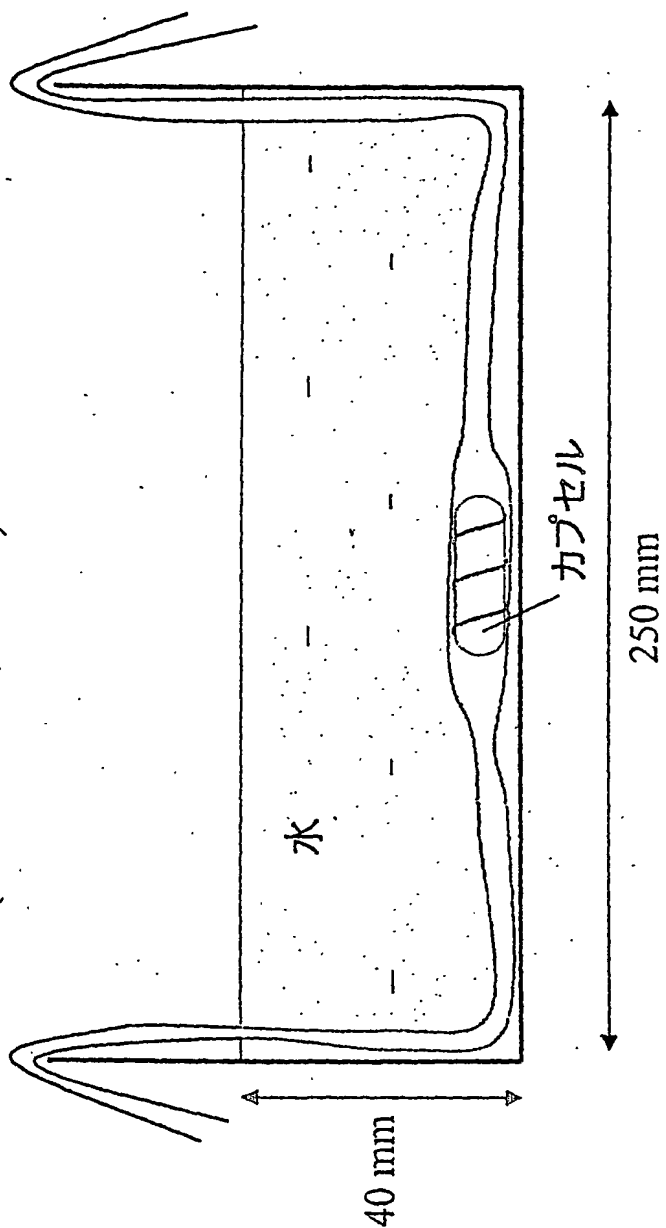
d: らせん先端形状

e: らせん数

図7

実験方法 1 ー 推進速度の測定 ー

シリコーンゴムチューブ(肉厚0.5mm、幅50mm)



カプセル回転周波数: 回転磁界の周波数

摩擦の大きさ: チューブ内に入れるシリコーンオイルの量

カプセルとチューブの密着度合: 水深

検討に用いたらせん形状

図8

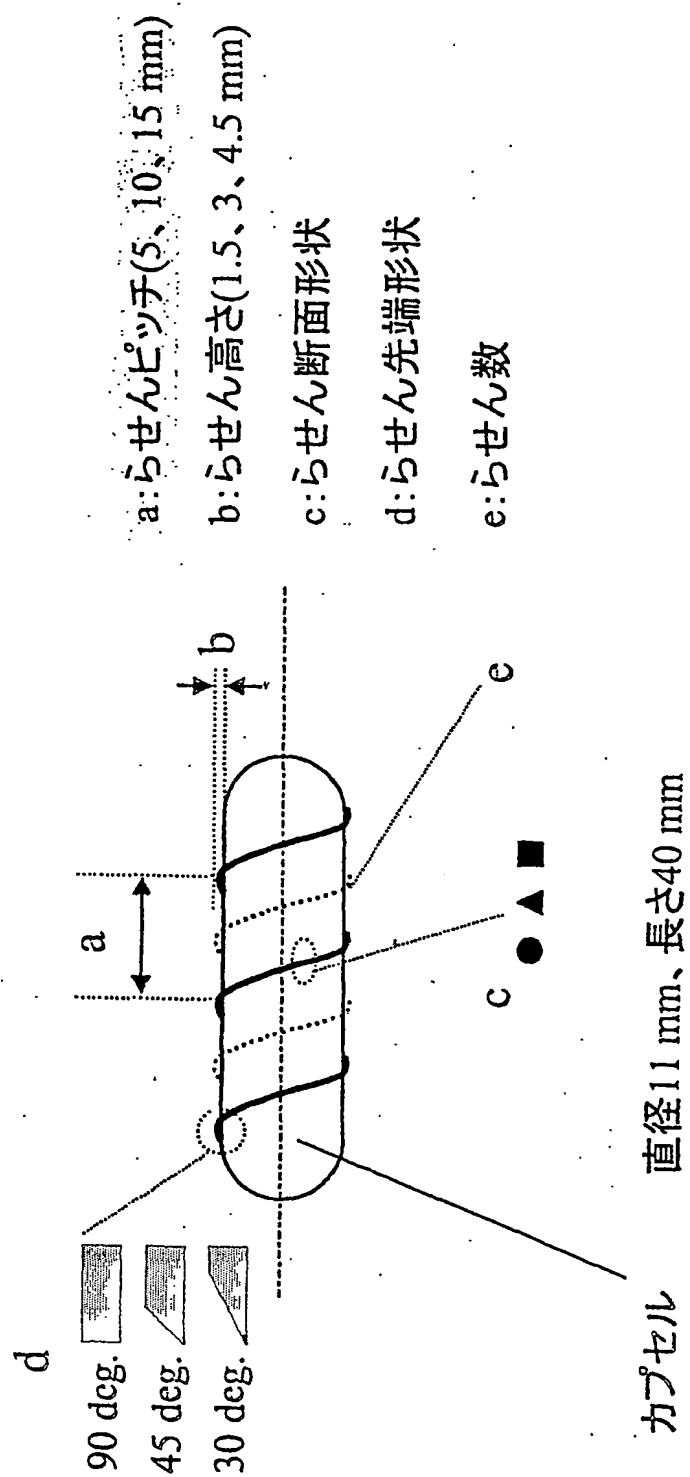


図9

実験結果 らせんピッチ

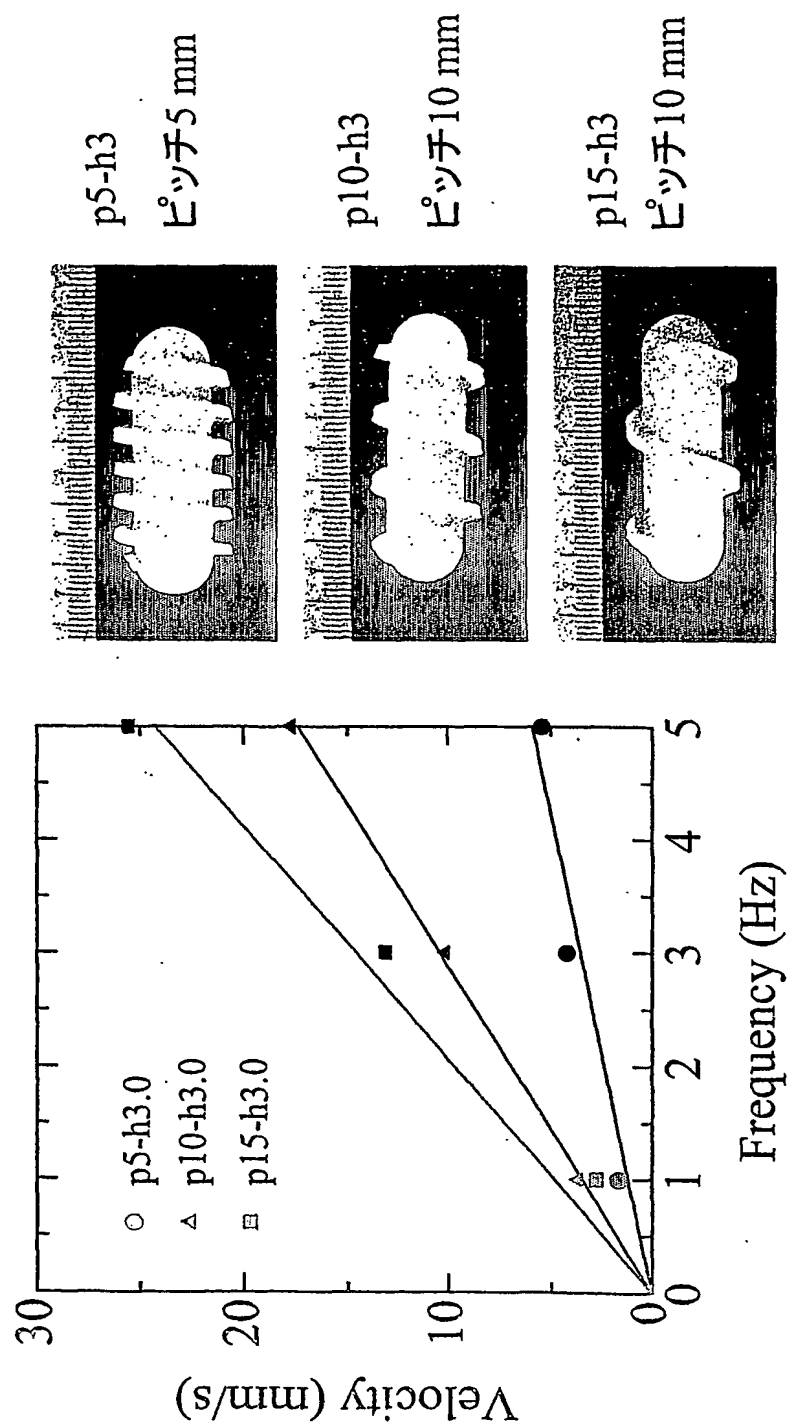
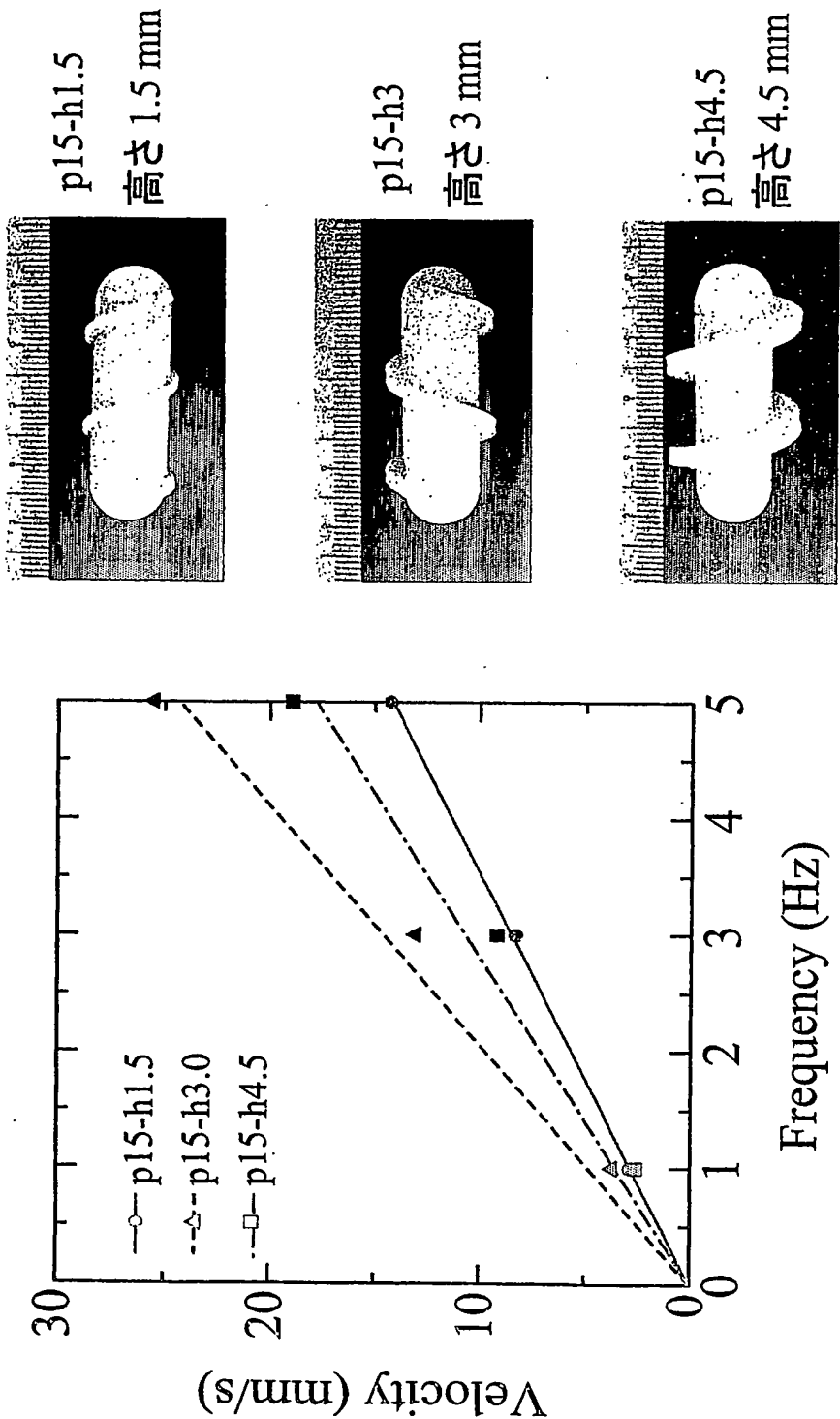


図10

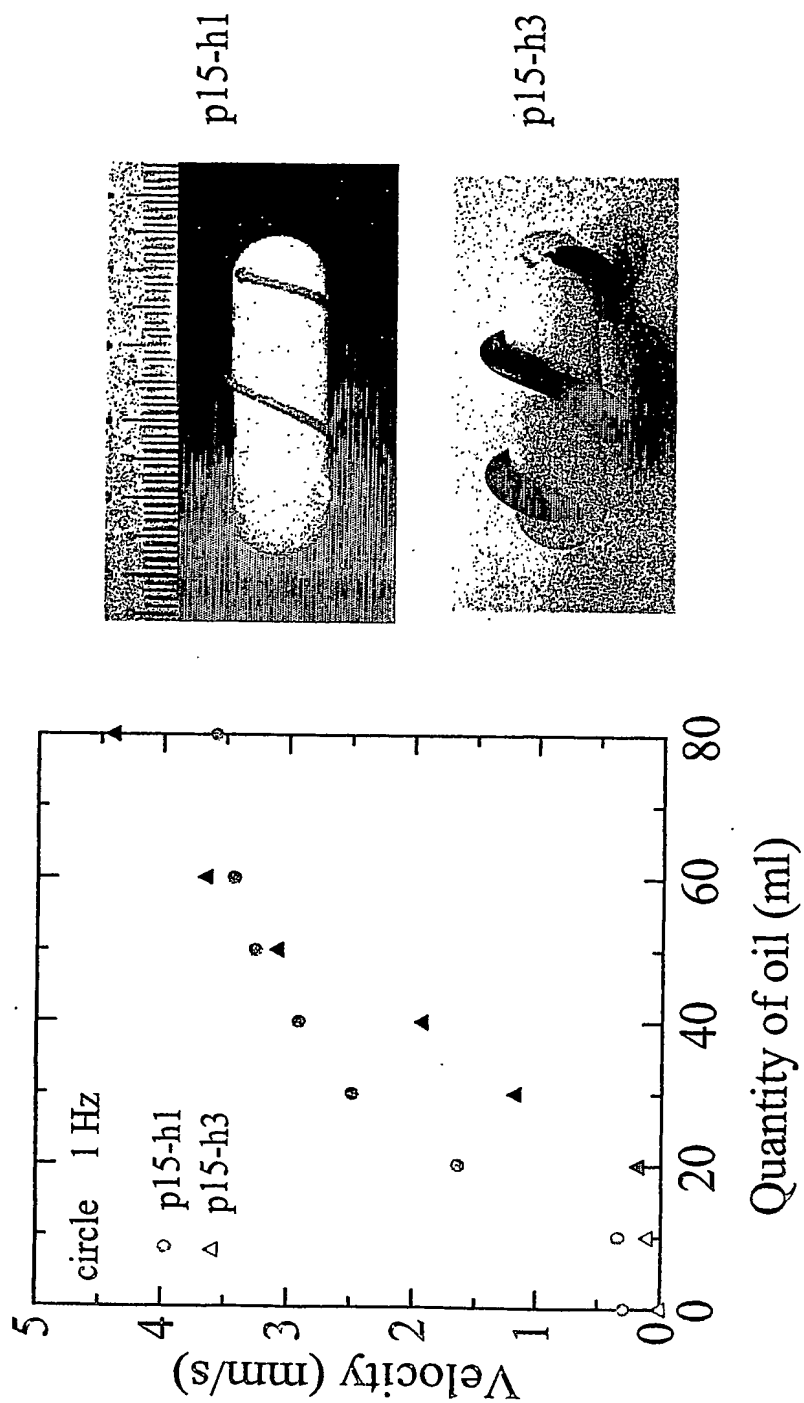
実験結果 らせん高さ

オイル量60ml



実験結果 らせん高さ

図 11



実験結果 らせん断面形状

図12

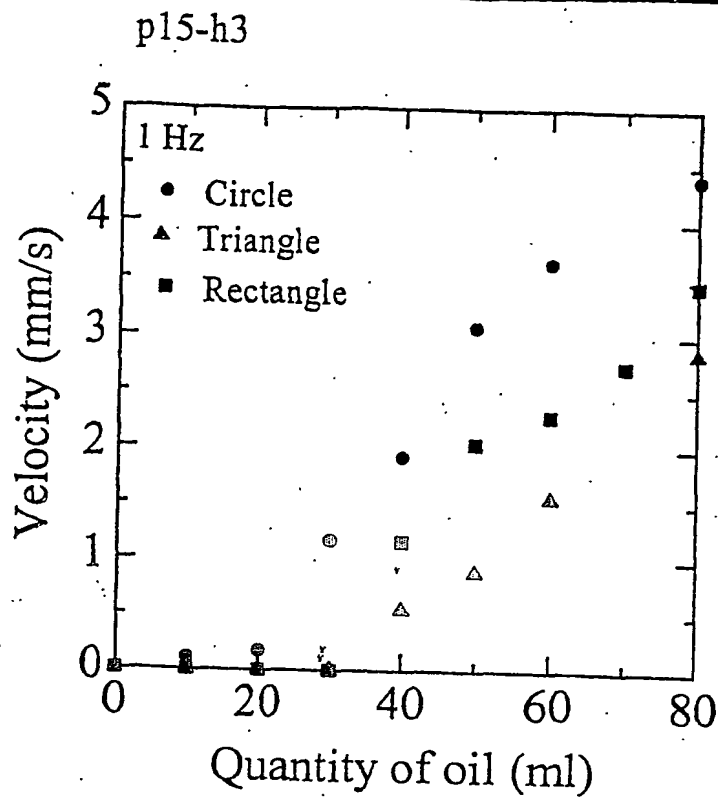
**実験結果 らせん先端形状**

図13

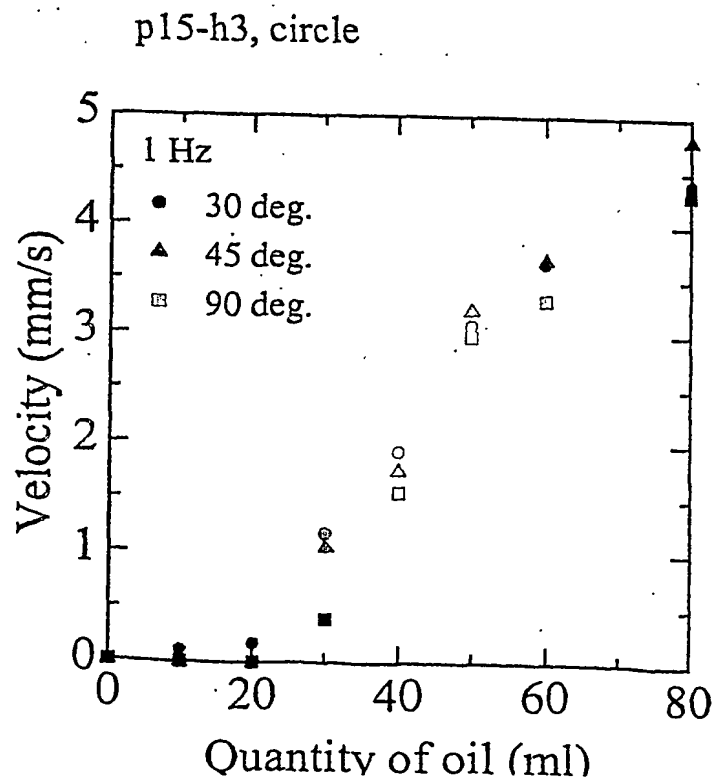


図14

実験結果らせん数

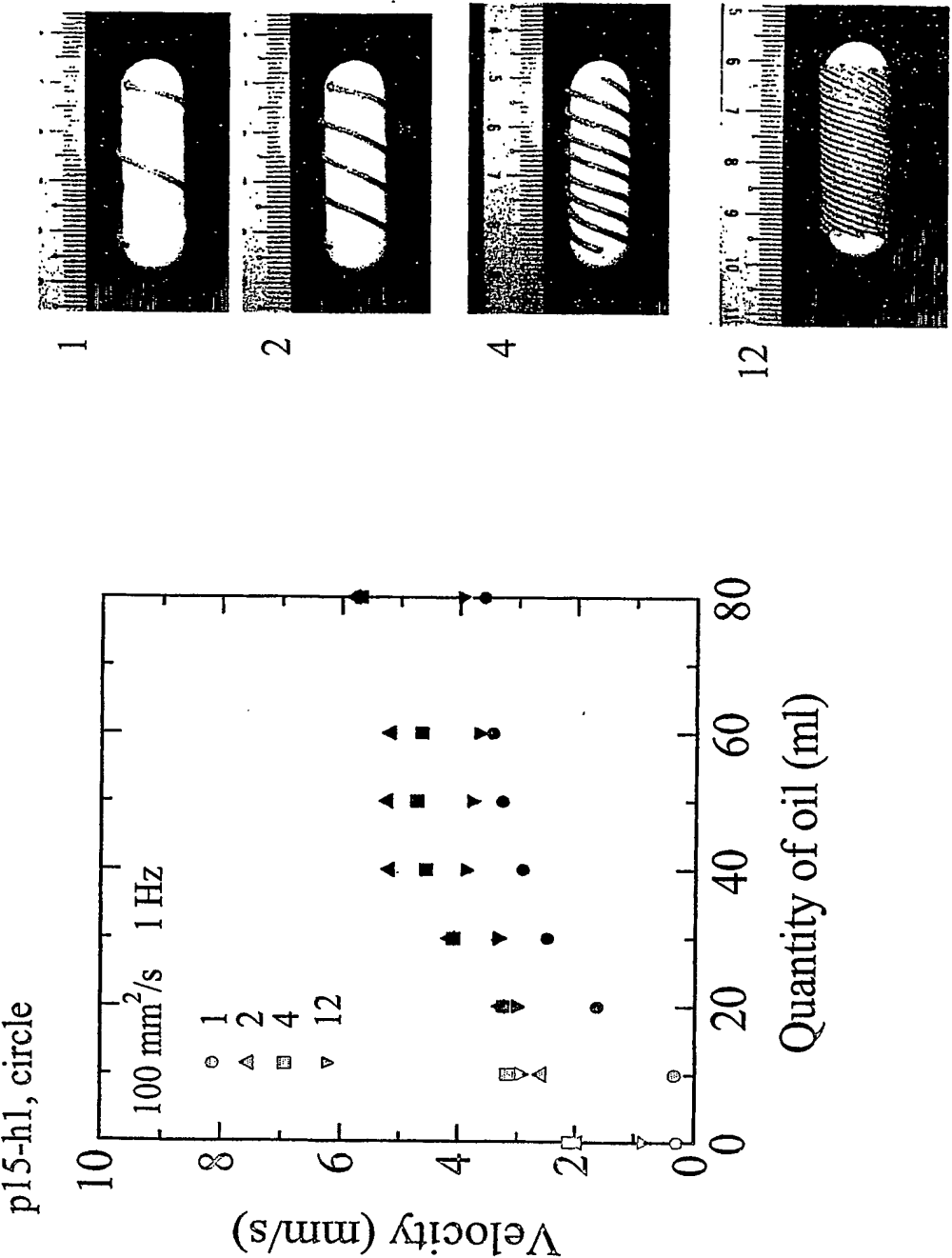


図15A

種類	回転不良回数			らせん形状	
	1Hz	3Hz	5Hz	らせんの高さ	らせんのピッチ
a	0	0	0	1.5mm	5mm
b	0	0	0	1.5mm	10mm
c	0	0	0	1.5mm	15mm
d	0	0	1	3mm	5mm
e	0	0	3	3mm	10mm
f	0	1	2	3mm	15mm
g	0	3	5	4.5mm	5mm
h	0	4	5	4.5mm	10mm
i	0	4	5	4.5mm	15mm

図15B

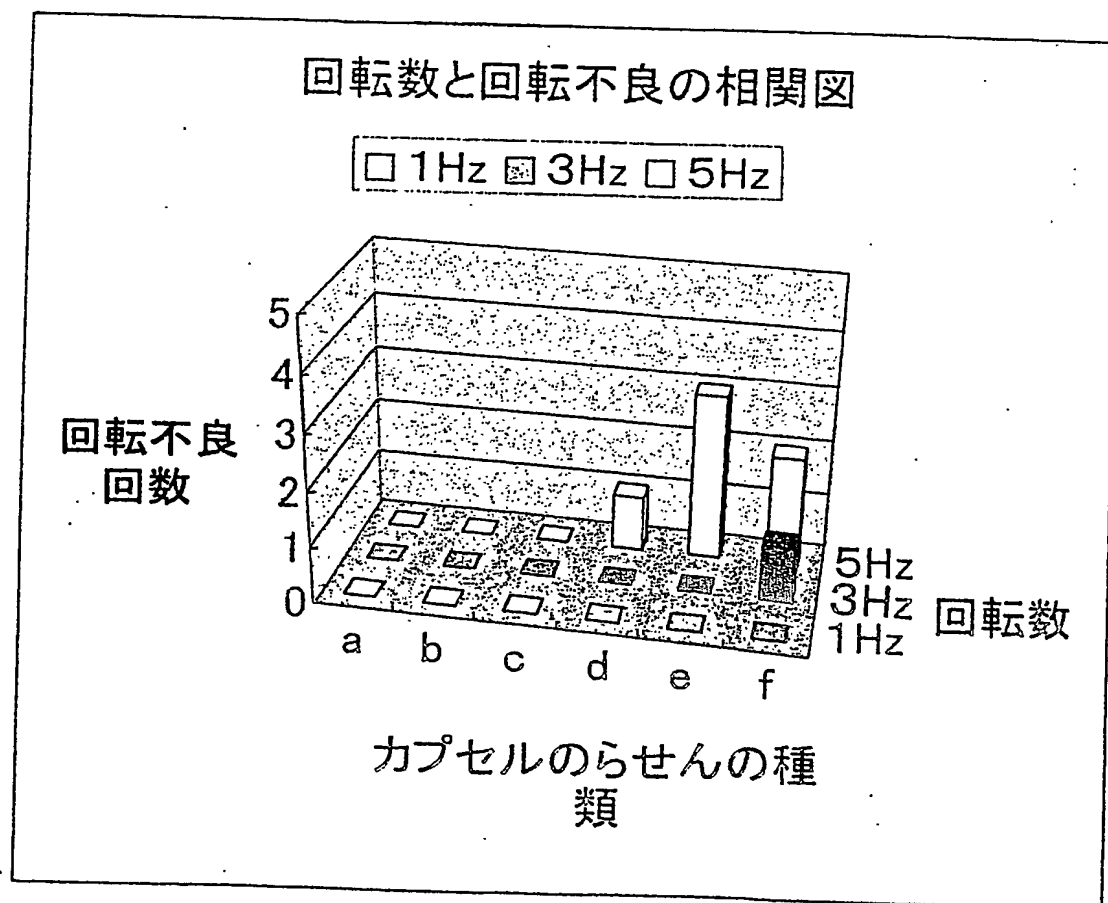


図16

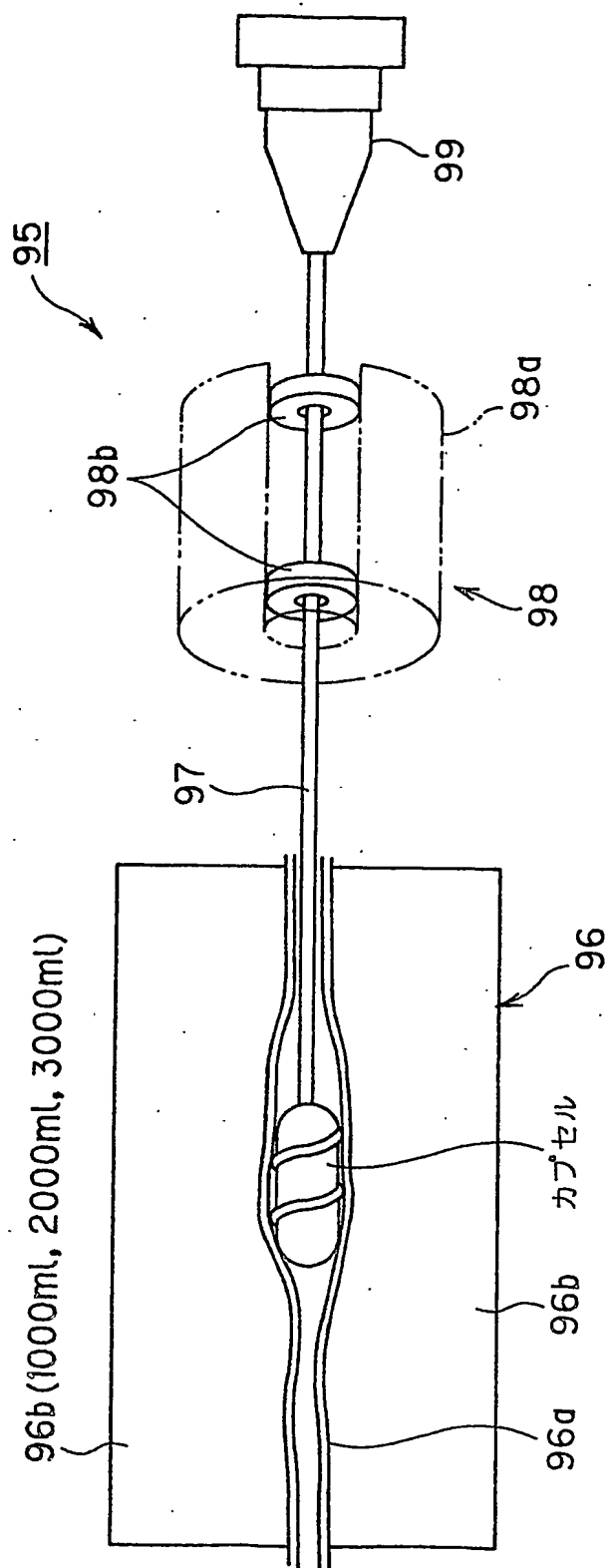


図17A

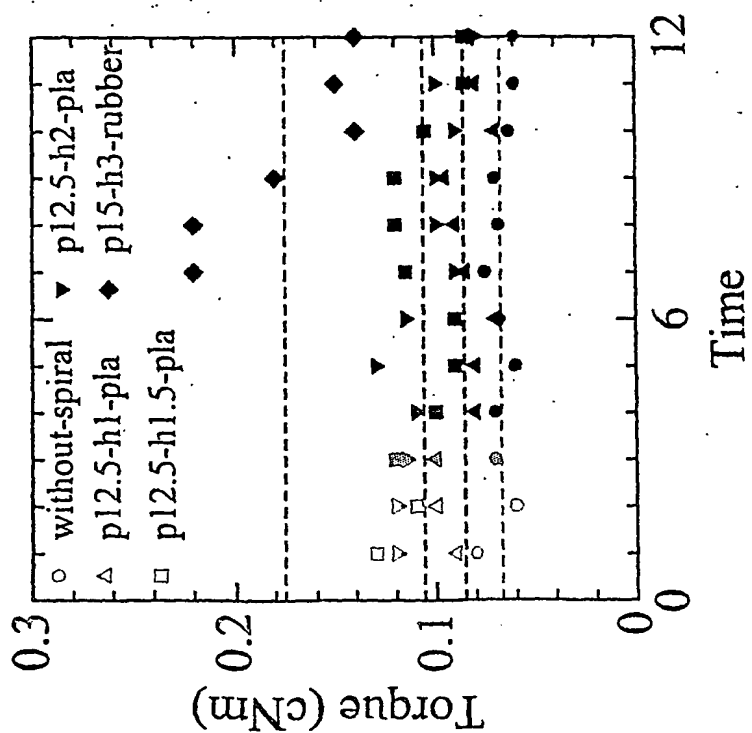
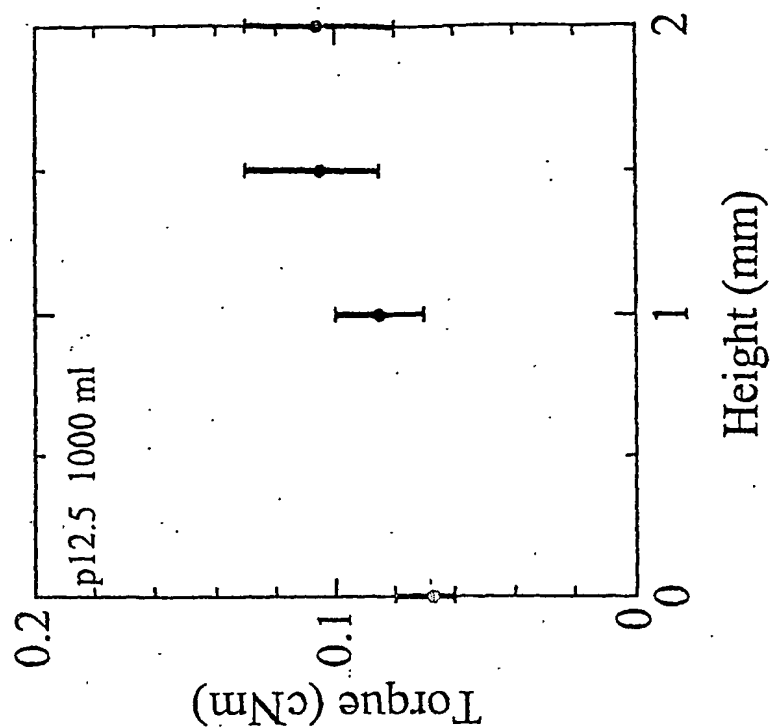
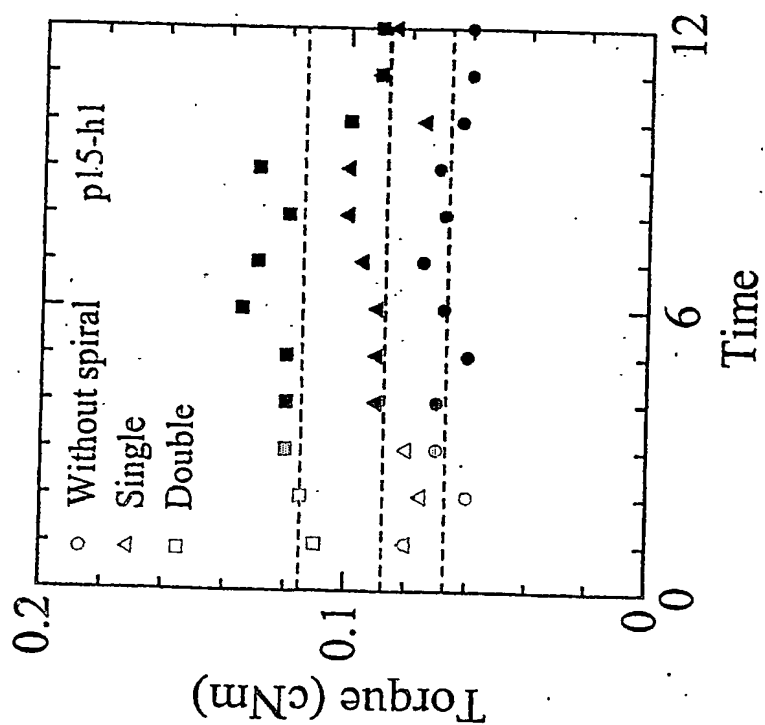


図17B



18A



18B

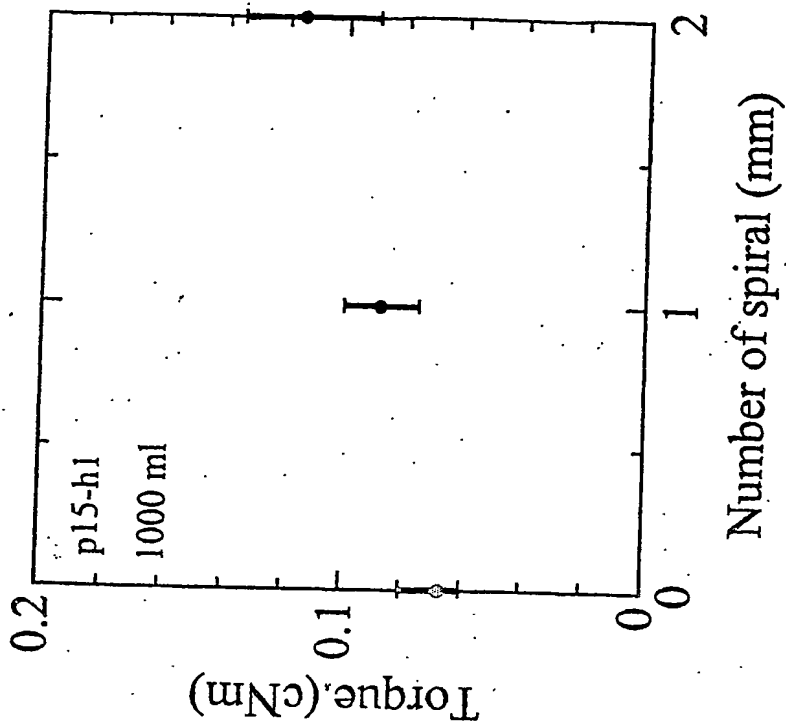


図 19A

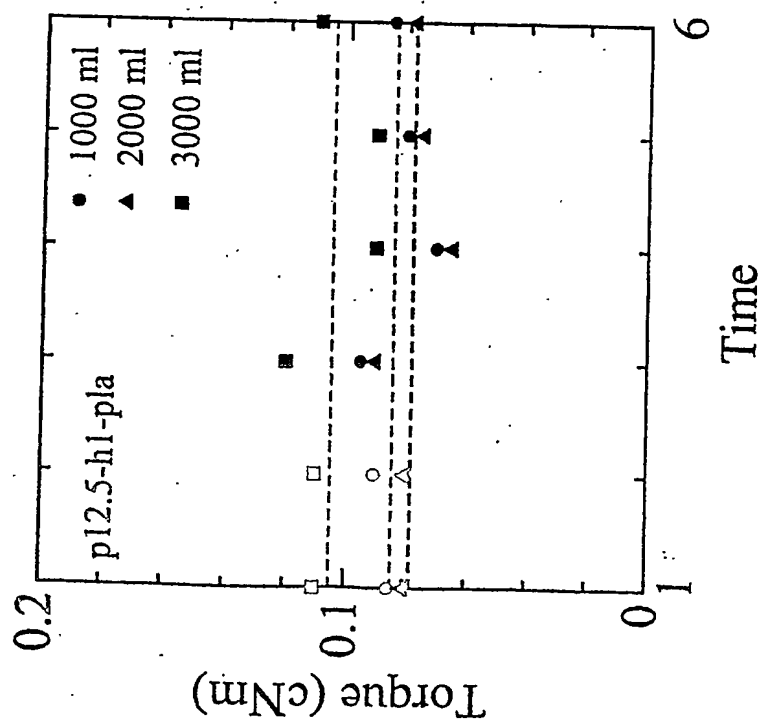


図 19B

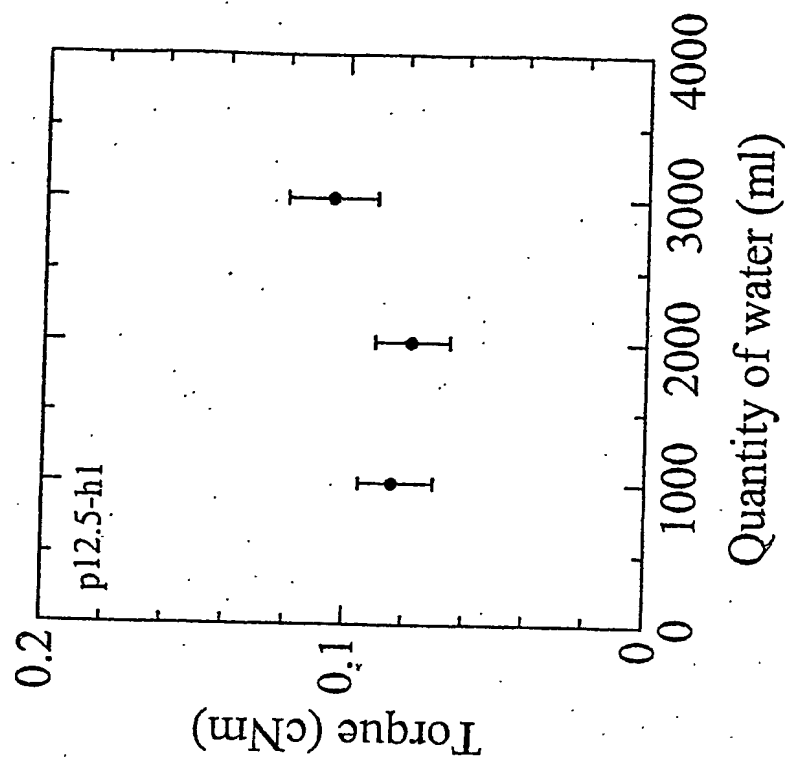


図20

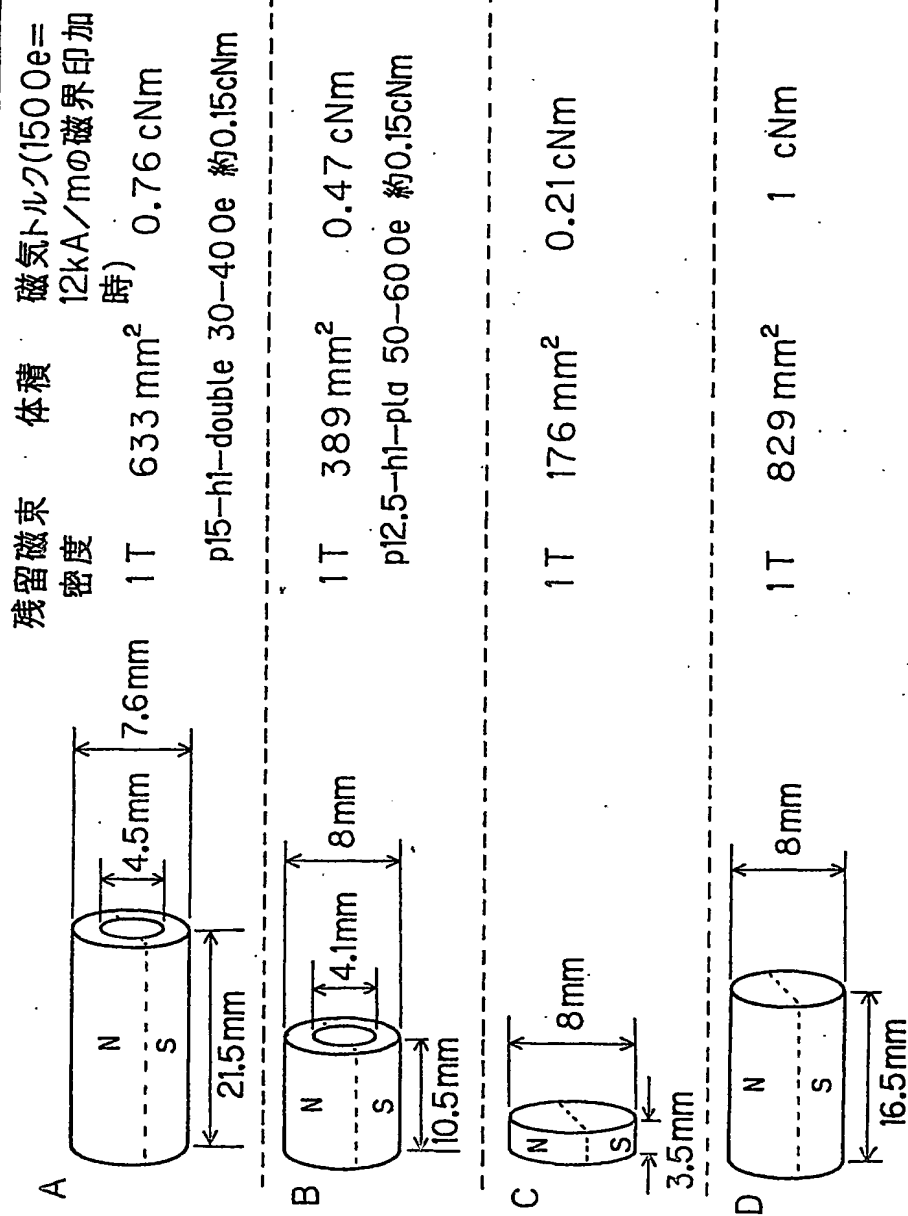
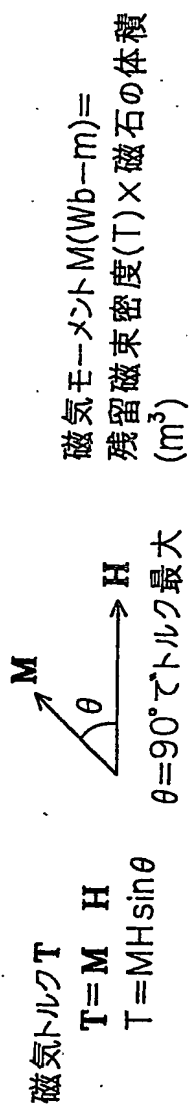


図21A

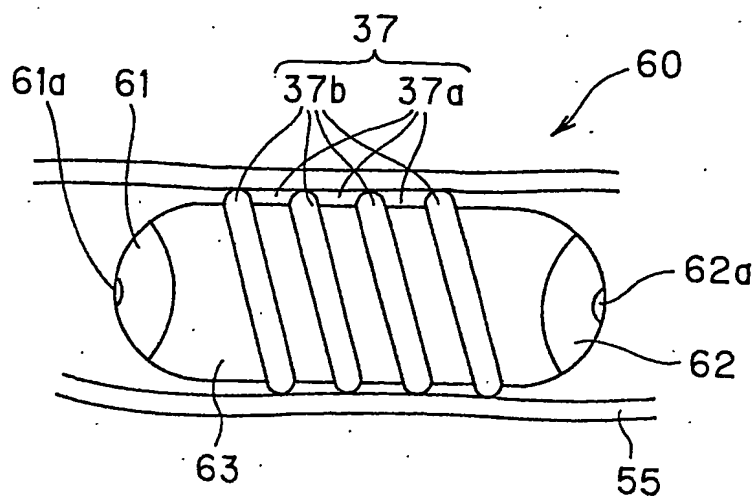


図21B

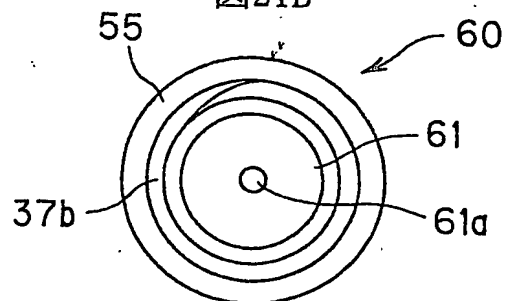


図22A

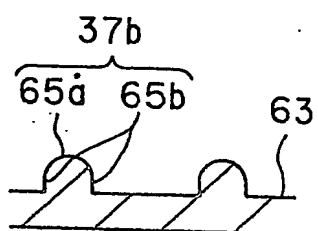


図22B

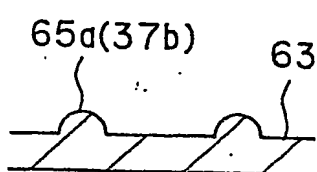


図22C

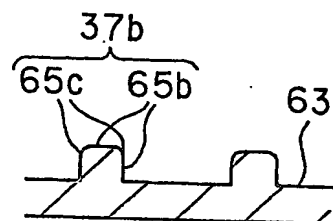
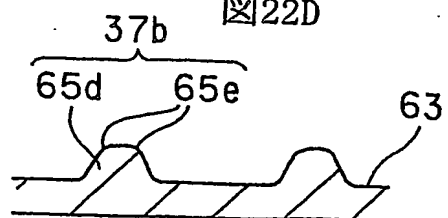


図22D



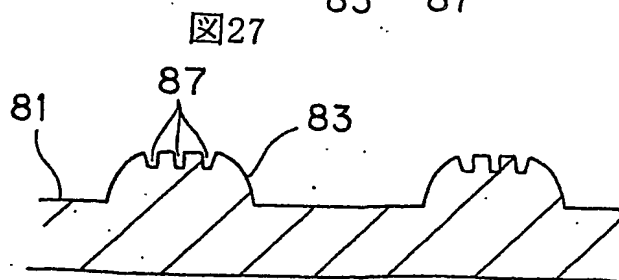
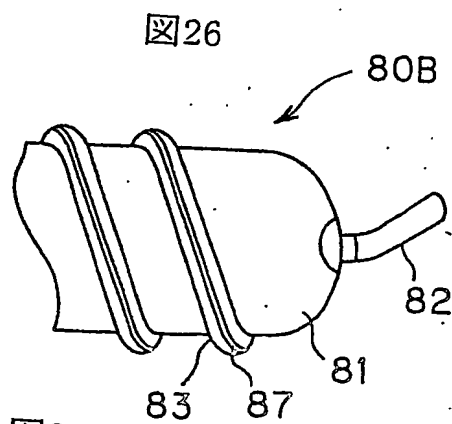
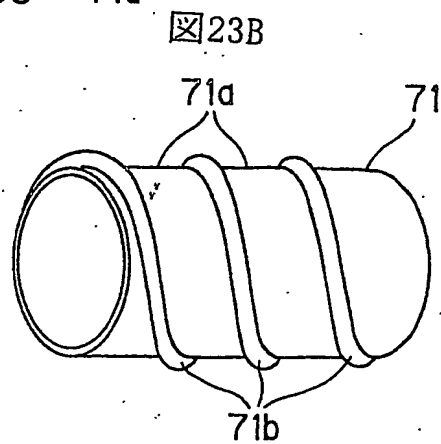
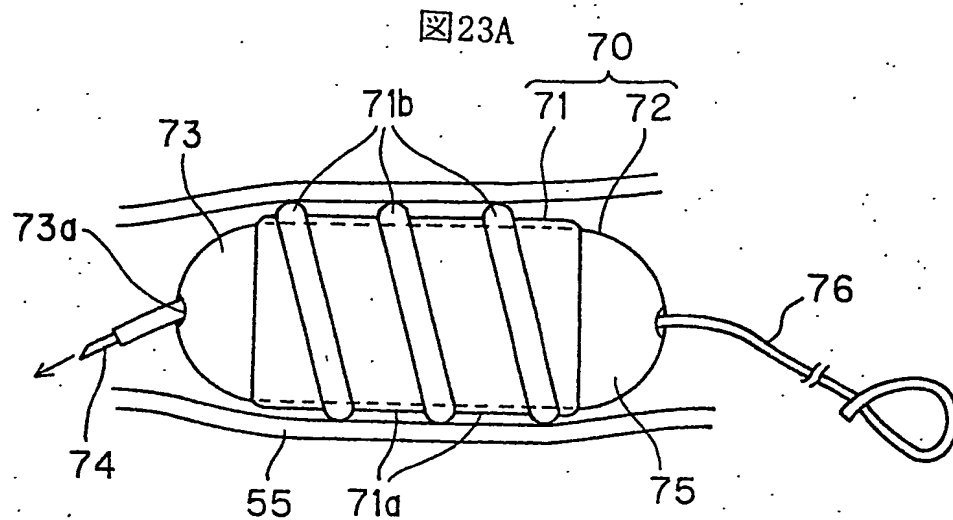


図24

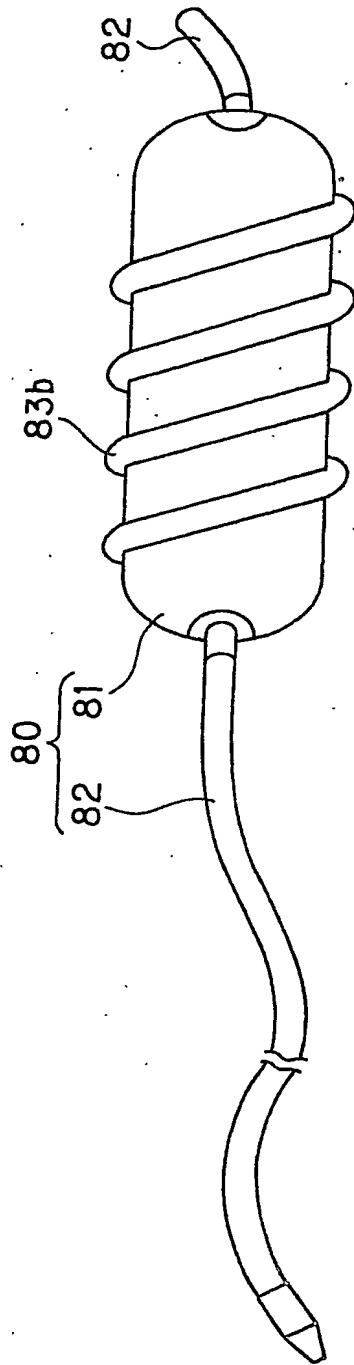
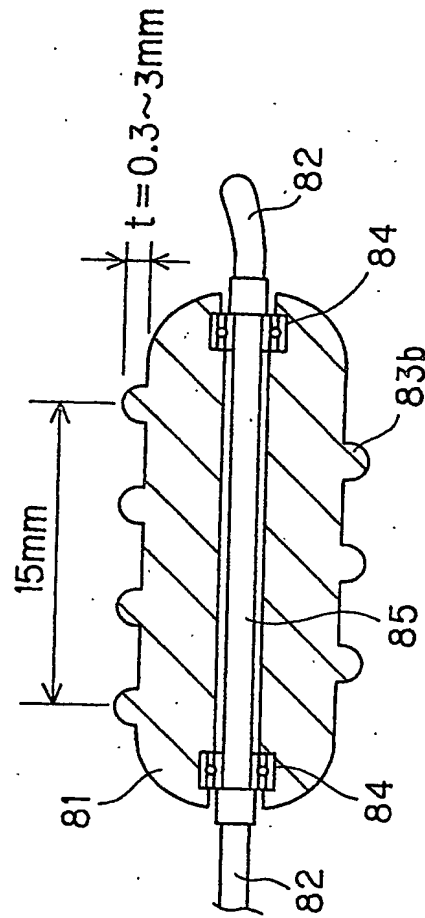


図25



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15584

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B1/00-1/32, B81B1/00-7/04, B81C1/00-5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-179700 A (Kabushiki Kaisha Tohoku Techno Achi), 03 July, 2001 (03.07.01), Full text; Figs. 1 to 10 (Family: none)	1-20
A	JP 3017770 B2 (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 December, 1999 (24.12.99), Full text; Figs. 1 to 29 & US 5681260 A1	1-20
A	JP 2002-187100 A (Japan Science and Technology Corp.), 02 July, 2002 (02.07.02), Full text; Figs. 1 to 10 (Family: none)	1-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
08 January, 2004 (08.01.04)

Date of mailing of the international search report
27 January, 2004 (27.01.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15584

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-216876 A (Nippondenso Co., Ltd.), 27 August, 1996 (27.08.96), Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	1-20
A	JP 8-503384 A (Elan Medical Technologies Ltd.), 16 April, 1996 (16.04.96), Full text; Figs. 1 to 10 & WO 94/01165 A1 & US 5318557 A1 & EP 651667 A1	1-20

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00-1/32Int. Cl⁷ B81B1/00-7/04Int. Cl⁷ B81C1/00-5/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2003年

日本国登録実用新案公報 1994-2003年

日本国実用新案登録公報 1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-179700 A (株式会社東北テクノアーチ) 2001. 07. 03 全文、第1-10図 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 3017770 B2 (オリンパス光学工業株式会社) 1999. 12. 24 全文、第1-29図 & US 5681260 A1	1-20
A	JP 2002-187100 A (科学技術振興事業団) 2002. 07. 02 全文、第1-10図 (ファミリーなし)	1-20

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08. 01. 04

国際調査報告の発送日

27. 1. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 8-216876 A (日本電装株式会社) 1996. 08. 27 全文、第1-12図 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 8-503384 A (エラソ メディカル テクノロジーズ リミテッド) 1996. 04. 16 全文、第1-10図 & WO 94/01165 A1 & US 5318557 A1 & EP 651667 A1	1-20